Davor ETEROVIĆ

FIZIKA

Slikovne dijagnostike

za medicinare

Predgovor prvom dijelu

Ovaj prvi dio udžbenika sažet je prikaz fizikalnih temelja metoda slikovne dijagnostike, pisan tako da ga mogu razumjeti matematički laici. Ciljane populacije su studenti medicine i studenti za inženjere medicinske radiologije. Gradivo se može izložiti u 15-ak sati predavanja ili seminara. Vjerujem da tekst može poslužiti i kao prva informacija ili podsjetnik liječnicima specijalizantima i specijalistima, kao i kliničkim inženjerima.

Dobrih tekstova o temeljnim aspektima slikovne dijagnostike ima, ali su većinom namijenjeni inženjerskim profilima ili ne pokrivaju ravnomjerno sva područja. Dakle, motiv pisanja nije bila činjenica da je većina sličnih knjiga napisana na engleskom jeziku, jer engleski jezik medicinarima ne smije biti prepreka.

Danas se liječnici sve više sreću s implikacijima detalja složenih fizikalnih pojava, čiju suštinu moraju razumjeti. Zato nisam izbjegavao napredne sadržaje, ali bez oslonca na višu matematiku. Formalna dedukcija često je zamjenjivana poredbama i ad hoc tvrdnjama. Tako nešto nije moguće bez žrtava. Nadam se da je fizika uglavnom preživjela.

Stilski, nastojao sam biti na tragu modernih tekstova slične namjene, gdje se koristi novinarski stil, s puno informativnih podnaslova. Tekst je sažet, tako da čitatelju nije ostavljeno da sam prosuđuje što je u važno. Bit ću sretan ako jezgrovitost nije potpuno istisnula ležernost.

D. E.

I. dio

FIZIKALNE OSNOVE SLIKOVNE DIJAGNOSTIKE

1. Ionizirajuća zračenja

Atomska jezgra
Radioaktivni raspadi
Prolaz zračenja kroz materiju
Dozimetrija

2. Fizika nuklearne medicine

Što je nuklearna medicina
Mjerenja radioaktivnosti
Snimanja raspodjele radioaktivnosti
Slojevita snaimanja

3. Fizika MR dijagnostike

Magnetna svojstva atomskih jezgri
Oslikavanje pomoću magnetne rezonancijee

4. Fizika rendgenske dijagnostike

Što su X zrake
Odlike radiograma
Radiografske metode

5. Fizika ultrazvučne dijagnostike

Nastajanje i detekcija ultrazvuka
Međudjelovanja ultrazvuka i tkiva
Prikazi ultrazvučnih odjeka
Dijagnostički parametri ultrazvučne slike

6. Usporedba metoda slikovne dijagnostike

Slikovni parametri
Uočljivost lezije
Što vidimo na slikama i zašto
Prednosti i ograničenja metoda slikovne dijagnostike

1. poglavlje
IONIZIRAJUĆA ZRAČENJA

- **Atomska jezgra**

  Atom se sastoji od jezgre i elektronskog omotača
  Atom se ne ponaša kao makroskopska tijela
  Atomska jezgra: skroviti dio atoma
  Izotopi: varijante istog elementa

- **Radioaktivni raspadi**

  Stabilna jezgra ima usklađene brojeve protona i neutrona
  Radioizotopi imaju nestabilne jezgre
  Većina radioizotopa je umjetna
  Nestabilna jezgra se burno mijenja
  Alfa raspad: teška nestabilna jezgra odbacuje jezgru helija
  U beta raspadu nestaju jedne i nastaju nove čestice
  Gama raspadom jezgra odbacuje višak energije
  Radioaktivne jezgre umiru ali ne stare

- **Prolaz zračenja kroz materiju**

  Radioaktivno zračenja ionizira materiju
  Čestično zračenje gubi energiju postupno
  Čestično zračenje najviše ionizira na kraju puta
  Gama zrake gube energiju odjednom ili u par koraka
  Gama zrake su prodornije od čestičnog zračenja

- **Dozimetrija**

  Izvor i polje ionizirajućeg zračenja
  Učinke zračenja opisujemo dvjema veličinama
  Učinke zračenja možemo predvidjeti ili mjeriti
  Apsorbirana se doza može procijeniti mjerenjem ekspozicijske
  Ionizacija je biološki štetna
  Najviše zračenja primamo od prirodnih izvora

Atomska jezgra

ATOM SE SASTOJI OD JEZGRE I ELEKTRONSKOG OMOTAČA

Atomska jezgra je u središtu atoma, zauzima zanemarivo mali dio njegova prostora, ali sadrži gotovo cijelu masu atoma (više od 99.9 %). U prostoru oko jezgre je elektronski omotač. Atom elementa s **atomskim brojem** Z ima Z elektrona. Elektron je nositelj jediničnog negativnog električnog naboja.

Atomske jezgre građene su od **protona** i **neutrona**, čije je zajedničko ime **nukleoni**. Proton je nositelj jediničnog pozitivnog električnog naboja, dok je neutron električki neutralan. Broj protona u jezgri jednak je atomskom broju Z, tj. broju elektrona u elektronskom omotaču. Stoga je atom električki neutralan. Ako broj neutrona u jezgri označimo s N, ukupni broj nukleona u jezgri jednak je $Z+N$. Taj broj zovemo **masenim brojem** i označavamo s A. Dakle:

$$A=Z+N$$

Između protona i elektrona djeluje privlačna **Coulombova sila** koja okuplja elektrone u prostoru oko jezgre. Nukleone drži na okupu privlačna **nuklearna (tzv. jaka) sila**, nadvladavajući Coulombovo odbijanje između parova protona. Ta je sila na malim udaljenostima unutar jezgre puno jača od električne, ali na većim udaljenostima potpuno iščezava.

ATOM SE NE PONAŠA KAO MAKROSKOPSKA TIJELA

Zbivanja u atomu, a poglavito u atomskoj jezgri samo rijetko i samo približno možemo dovesti u vezu sa zbivanjima u našem makroskopskom svijetu. Tako je naivna slika atoma kao Sunčevog sustava, gdje je jezgra Sunce, elektroni planeti, a ulogu privlačne gravitacijske sile igra privlačna električna sila između protona i elektrona. Zadovoljavajući opis atoma ne omogućava klasična, već tzv. **kvantna fizika**. Kvantna fizika opisuje atom kao vezani mikrosustav: zbog privlačne Coulombove sile između naboja različitih predznaka atomski elektroni vezani su za prostor oko jezgre, ali ne mogu imati proizvoljne, već sasvim određene, međusobno razmaknute (diskretne) energije. Dovođenjem potrebne energije atomu moguće je elektrone premještati na više energijske razine, dok se te iste energije oslobađaju kada se elektroni spuštaju na niže energijske razine. Slično je i s nukleonima u atomskoj jezgri, samo što su energijske razine puno razmaknutije (jer su nuklearne sile jače od električnih).

ATOMSKA JEZGRA: SKROVITI DIO ATOMA

Kada se dva atoma približe, njihovi se elektronski omotači samo djelomično prekrivaju, tako da elektroni svakog atoma blokiraju svoj dio prostora oko jezgre. Kada se dva ili više atoma spoje u molekulu, vanjski elektroni atomskih omotača

stvore zajednički, molekulski elektronski omotač. Pri tome intenzivne pretvorbe energije i drugih osobina elektrona ne ostavljaju traga u atomskim jezgrama, upravo zbog njene prostorne izoliranosti i veće razmaknutosti mogućih energetskih stanja jezgre. Dakle, jezgra je skroviti dio atoma; ona sudjeluje u formiranju i promjenama elektronskih omotača, ali se pri tome sama ne mijenja.

Ovo vrijedi za veliku većinu jezgara atoma od kojih se sastoji sav živi i neživi svijet. Međutim, postoje iznimke od ovog pravila i upravo o njima bit će riječi u sljedećim točkama ovog poglavlja.

IZOTOPI: VARIJANTE ISTOG ELEMENTA

Općenito, atom kemijskog elementa X označavamo X-*A*, a njegovu jezgru kao ${}_{Z}^{A}X$, gdje je X simbol kemijskog elementa, dok su *Z* i *A* atomski broj i maseni broj. Atomi s jednakim brojem protona *Z*, a s različitim brojem neutrona *N*, jesu različiti **izotopi** istog kemijskog elementa. Izotopi jednog elementa imaju jednaka kemijska svojstva zato jer im se elektronski omotači praktički ne razlikuju. To je stoga jer su neutroni električki neutralne čestice pa ne utječu na gibanje elektrona. Osim kemijskih i mnoga druga svojstva izotopa istog elementa gotovo su ista (kao npr. čvrstoća, viskoznost, boja), zato jer i ona ovise o svojstvima elektronskog omotača. Međutim, izotopi jednog elementa razlikuju se masom jezgre (dakle i masom atoma). Posljedično im je i makroskopska gustoća različita. U prirodi se većina elemenata nalazi u smjesi svojih izotopa, gdje prevladava jedan od njih.

Primjer 1. *Postoje tri izotopa kisika. Svima im je atomski broj* Z=*8, a razlikuju se po broju neutrona, koji iznose* N=*8,* N=*9 i* N=*10. Dakle, njihovi su maseni brojevi* A=*16,* A=*17 i* A=*18, te ih obilježavamo: O-16, O-17 i O-18. U prirodi je 99.758 % izotopa O-16, 0.038 % izotopa O-17, a ostatak od 0.204 % je izotop O-18.*

Osim po gustoći i detaljima u građi jezgre (koji interesiraju nuklearne fizičare) izotopi određenog elementa ponekad se razlikuju i po jednoj vrlo bitnoj osobini. Tako su jezgre nekih izotopa određenog elementa u vremenu nepromjenjive, tj. stabilne, dok su jezgre njegovih drugih izotopa podložne burnim promjenama svoje strukture. Takve nestabilne izotope nazivamo **radioizotopima**.

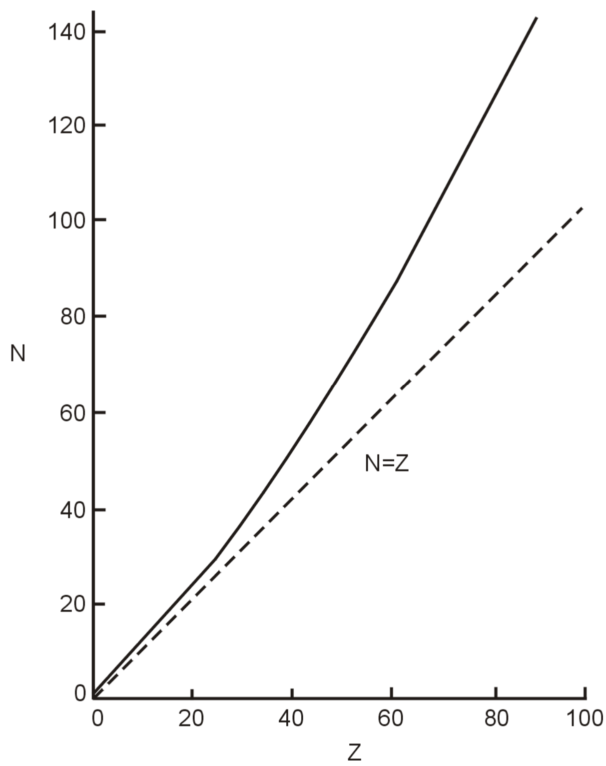
Primjer 2. *Tri su vodikova izotopa: vodik-1 (H-1), deuterij (H-2) i tricij (H-3). Deuterij i tricij imaju osim protona, po jedan, odnosno dva neutrona u atomskoj jezgri. U prirodnom vodiku ima 99.985 % vodika-1 i samo 0.015 % deuterija. Tricij nastaje umjetno, u nuklearnim procesima u znanstvenim laboratorijima, i vrlo malo u prirodnim nuklearnim procesima izazvanim kozmičkim zrakama. Međutim, tricij je nestabilan, te vremenom nestaje.*

Izotop znači "na istom mjestu". Kada govorimo o jednom elementu (dakle, jednom mjestu u periodnom sustavu) termin izotop (X-A) je adekvatan. Kada se radi o izotopima raznih elemenata uobičajen termin je **nuklid** (X-A), odnosno **radionuklid**, ako je nestabilan.

Radioaktivni raspadi

STABILNA JEZGRA IMA USKLAĐENE BROJEVE PROTONA I NEUTRONA

Nuklearna sila dominira nad odbojnom električnom silom samo na udaljenostima između susjednih protona u jezgri. Nasuprot tome udaljeniji protoni "osjećaju" između sebe samo odbojnu električnu silu. Zato su za stabilnost jezgre potrebni neutroni, koji djeluju na susjedne nukleone (neovisno o tome da li se radi o protonima ili neutronima) samo privlačnom nuklearnom silom. Da bi neka jezgra bila stabilna najvažnije je da ukupan broj neutrona (N) bude veći od ukupnog broja protona (Z), osobito ako se radi o težim elementima (SLIKA 1.1).



SLIKA 1.1 Odnos između broja neutrona N i broja protona Z u jezgrama raznih nuklida. Stabilne se jezgre nalaze u uskom području oko pune crte, tzv. linije stabilnosti. Vidimo da se na početku linija stabilnosti poklapa s pravcem N=Z, što znači da su u laganim stabilnim jezgrama brojevi protona i neutrona podjednaki. Kako Z raste omjer N/Z, za stabilne jezgre, približava se 1.5.

RADIOIZOTOPI IMAJU NESTABILNE JEZGRE

Prilikom stvaranja Zemlje nastali su razni elementi, svaki u obliku više svojih izotopa, s raznim brojevima neutrona. Neki od izotopa pojedinog elementa imali su vrlo nepovoljan odnos *N/Z*, te su se brzo raspali i danas im ne nalazimo traga. Drugi, manje nestabilni, raspadali su se sporije, tako da ih i danas ima u prirodi. To su **prirodni radioizotopi**. Konačno, izotopi koji su nastali s povoljnim odnosom *N/Z* nepromijenjeni čine danas ogromnu većinu materije. Većina elemenata ima nekoliko stabilnih izotopa. Nasuprot tome, većina elemenata nema prirodnih radioizotopa.

VEĆINA RADIOIZOTOPA JE UMJETNA

Prirodni radioizotopi su rijetki i, za medicinske primjene, često imaju nepovoljna radijacijska svojstva (spori, lančani raspadi). Zato se za primjene u medicini i drugim djelatnostima najčešće rabe umjetni radioizotopi, dobiveni u nuklearnim reaktorima i čestičnim akceleratorima. Danas je moguće proizvesti radioizotope **svih** elemenata. Ukupno je danas poznato preko 1000 radionuklida. Teži elementi imaju više radioizotopa nego lakši, jod ih npr. ima 15, dok ih vodik ima samo jednog (tricij).

NESTABILNA JEZGRA SE BURNO MIJENJA

Nestabilna jezgra spontano se mijenja, nastojeći, u jednom ili više koraka, doći u stabilno stanje. Takve promjene kada se jezgra mijenja bez vanjskog utjecaja zovu se **radioaktivni raspad**, a čestice i fotone koje jezgra pri tome emitira **radioaktivno zračenje**. Osnovno je svojstvo radioaktivnog zračenja vrlo velika energija čestica i fotona. Naime, pri promjenama nestabilnih jezgri jedan se dio njene mase (m) pretvara u energiju (E, energija raspada), po čuvenoj Einsteinovoj relaciji: $E=mc^2$, gdje je c brzina svjetlosti, koja iznosi 300 000 km/s. Slijedi da jedna jedina čestica radioaktivnog zračenja ima dovoljnu energiju da promijeni strukturu 10 000 molekula u tijelu, te da se može pojedinačno detektirati našim makroskopskim elektronskim uređajima.

→ *U medicini često koristimo radioaktivne izvore čiji je intenzitet zračenja vrlo mali (nedovoljan da za jedan sat ugrije decilitar vode za jedan °C). To znači da se radi o vrlo malom broju čestica (ili fotona) koje u jedinici vremena odašilju nestabilne jezgre radioaktivnog izvora. Međutim, njihova je pojedinačna energija ogromna, te su im neki učinci (prodornost, biološko oštećenje i sl.) daleko veći od neradioaktivnog zračenja (vidljive svjetlosti, npr.) ili mehaničkih valova istog intenziteta.*

ALFA RASPAD: TEŠKA NESTABILNA JEZGRA ODBACUJE JEZGRU HELIJA

Neke nestabilne teške jezgre prelaze u stabilno stanje niže energije odašiljući visoko-energetski projektil koji je u stvari jezgra helija, sastavljena od 2 protona i 2 neutrona. Taj se spontani proces naziva **alfa-raspad**, a izbačena jezgra helija **alfa-čestica (α-čestica)** ili **alfa-zračenje**. Pri tome se početna jezgra (jezgra-roditelj) pretvara u drugu jezgru (jezgru-kćer), koja ima 2 protona i 2 neutrona manje.

Primjer alfa-raspada je raspad jezgre radija-226 u jezgru radona-222, što simbolički prikazujemo:

$$^{226}_{88}\mathrm{Ra} \rightarrow ^{222}_{86}\mathrm{Rn} + \alpha$$

Kinetička energija ove alfa-čestice je oko 4.8 MeV, što je u mikrosvijetu ogromna energija.

Alfa-emitere (radioizotope koji se raspadaju alfa-raspadom) u medicini rijetko uporabljavamo, uglavnom u onkologiji, kao usatke koji razaraju tumorsko tkivo (tzv. brahiterapija). U medicinskoj dijagnostici se ne primjenjuju.

U BETA RASPADU NESTAJU JEDNE I NASTAJU DRUGE ČESTICE

Negativna beta čestica (β^-) je vrlo brzi elektron kojeg odašilje jezgra nakon **beta-minus raspada**. Valja ju razlikovati od orbitalnog elektrona. Radioizotopi koji imaju višak neutrona obično se raspadaju na taj način, pri čemu se jedan neutron iz jezgre pretvara u proton, koji ostaje u jezgri, i elektron, koji napušta jezgru kao β^- čestica. Osim elektrona jezgra emitira i tzv. antineutrino (ν^-), koji odnosi dio energije raspada. Inače je antineutrino (kao i njegova antičestica neutrino) bez naboja i praktično bez mase, te nema učinka na materiju.

Nakon beta-minus raspada jezgra zadržava maseni broj, ali joj se atomski broj povećava za 1, tj. ona postaje jezgra drugog kemijskog elementa. Tako se npr. raspada jezgra fosfora-32 u jezgru sumpora-32:

$$^{32}_{16}\mathrm{P} \rightarrow ^{32}_{17}\mathrm{S} + \beta^- + \nu^-$$

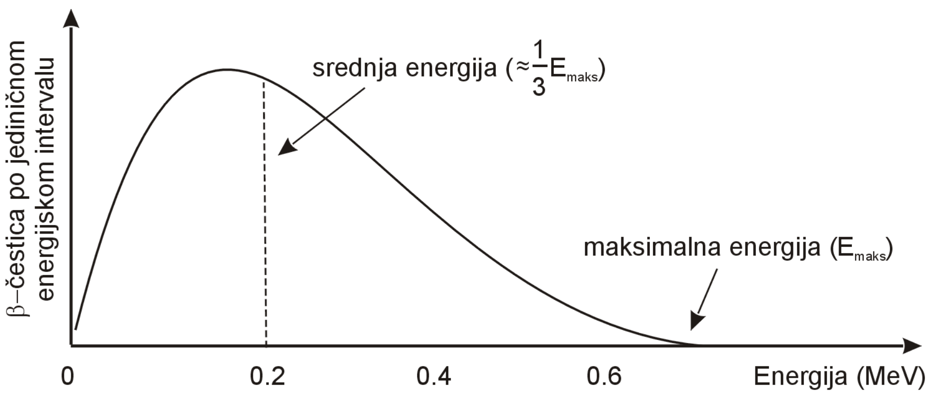
Umjetne beta-minus emitere (radioizotope koji se raspadaju beta-minus raspadom) dobivamo tako da stabilne izotope izlažemo struji sporih neutrona u nuklearnim reaktorima. Beta-minus emiteri najčešći su radioizotopi u medicinskim primjenama. Koristimo ih, zajedno s alfa-emiterima, u brahiterapiji, a fosfor-32, koji se u krvi vezuje za eritrocite, u terapiji policitemije rubre vere. Još je šira njihova primjena u istraživanju i medicinskoj dijagnostici, gdje se koriste kao obilježivači u in-vitro mjerenjima (vodik-3, ugljik-14), te kao sekundarni izvori gama-zraka (vidi sljedeću točku) u radionuklidnoj slikovnoj dijagnostici.

Pozitivna beta-čestica (β+) je vrlo brzi **pozitron**, čestica koja ima istu masu kao i elektron, te nosi isti naboj, ali suprotnog, pozitivnog predznaka. Odašilje ga jezgra

koja ima višak protona (manjak neutrona). Tako se jedan proton u jezgri pretvara u neutron, koji ostaje u jezgri, a odašilju se pozitron i neutrino. Nakon beta-plus raspada jezgra zadržava svoj maseni broj, dok joj se atomski broj smanjuje za 1.

Beta-plus raspad uvijek prati tzv. **anihilacijsko zračenje**. Naime, nastali se pozitron usporava prolazom kroz materiju. Kada se praktički zaustavi i dođe blizu elektrona (svoje antičestice), nakon kratkotrajnog komešanja ("smrtnog plesa"), oboje nestaju. Kao energijski ekvivalent njihovih masa mirovanja najčešće nastaju dva fotona, svaki energije po 511 keV, koji odlaze u suprotnim smjerovima. Ta je činjenica pogodna u za stvaranje slike distribucije beta-plus nuklida u tijelu (**2. poglavlje**).

Energija β^- čestice varira od nule (kada je svu energiju odnio antineutrino) do ukupne energije raspada (kada je svu energiju odnijela β^- čestica). Prosječna je energija β^- čestice približno jednaka 1/3 ukupne energije raspada. Isto vrijedi i za beta-plus raspad (SLIKA 1.2).



SLIKA 1.2 Beta-plus energijski spektar Cu-64.

Beta-plus raspad zovemo i **pozitronskim raspadom**, a radionuklide koji se tako raspadaju pozitronskim emiterima. U prirodi nema pozitronskih emitera. Dobivaju se izlaganjem stabilnih izotopa određenog elementa struji ubrzanih čestica (najčešće protona) u čestičnim akceleratorima. Da bi se "strani" proton mogao inkorporirati u jezgru mora imati dovoljno energije za svladavanje odbojnih Coulombovih sila između njega i protona u jezgri, sve dok se ne približi na doseg privlačnih nuklearnih sila. Zbog toga je lakše dobiti lagane pozitronske radionuklide, koji imaju mali broj protona u jezgri. Tako su za medicinske primjene dostupni pozitronski radioizotopi kisika (O-14), ugljika (C-11), dušika (N-13) i drugi. Ti se pozitronski emiteri koriste kao obilježivači u istraživanju metabolizma tih elemenata (**2. poglavlje**). Raspadaju se brzo, jer im je višak protona relativno velik (nepovoljan odnos *N/Z*).

Umjesto beta-plus raspadom nestabilni izotop s viškom protona može se stablizirati i tzv. **elektronskim zahvatom** (EZ). Primjer je jod-125, čija jezgra "pojede" vlastiti elektron. Pri tome se jedan proton pretvara u neutron, kao kod beta-plus raspada, tako da nastaje jezgra ksenona-125.

Beta-raspadi (β^+ i β^- raspad) su pokazali da se elementarne čestice mogu pretvarati jedna u drugu. Pretvorbu nukleona (protona u neutron i obrnuto) tijekom beta-raspada uzrokuje tzv. slaba sila (slabija je od električne, a poglavito od jake nuklearne). Djeluje između čestica koje se zovu leptoni (elektron, neutrino i njihove antičestice pripadaju leptonima). Posredovanjem slabe sile, pretvorbu nukleona uvijek prati izbacivanje dva leptona, od kojih je jedan čestica, a drugi antičestica (elektron i antineurtino ili pozitron i neutrino).

GAMA RASPADOM JEZGRA ODBACUJE VIŠAK ENERGIJE

Stabilne se jezgre nalaze u svom osnovnom energijskom stanju te su, za razliku od elektronskih omotača, nedostupne čestim promjenama strukture zbog međudjelovanja susjednih atoma. Stabilne se jezgre mogu penjati po svom energijskom stepeništu samo u ekstremnim, laboratorijskim uvjetima.

Ogromne energije, usporedive s veličinom energijskih stepenica jezgre oslobađaju se i tijekom radioaktivnih raspada. Nakon alfa ili beta raspada najčešće se jezgra ne nađe u svom osnovnom (najnižem) energijskom stanju, već u jednom od mogućih, viših energijskih stanja. Tu je, međutim, samo kratkotrajno, jer se jezgra vrlo brzo spušta u osnovno stanje, dok se razlika energija najčešće oslobađa u obliku fotona. Takav foton ima energiju koja je i do milijun puta veća od fotona vidljive svjetlosti i naziva se **gama-foton** ili **gama-zraka**. Proces se zove **gama-raspad**. Gama-raspad nije raspad u užem smislu riječi, jer se atomski broj jezgre ne mijenja.

→ *Dakle, gama-raspadom, za razliku od alfa i beta raspada, ne nastaje novi element.*

S neke stepenice svog energijskog stepeništa jezgra može skočiti na dno odjednom ili preko jedne ili više međustepnica. Zato je rezultat gama raspada jedna ili više gama zraka različitih energija.

Ponekad se, umjesto gama raspadom, jezgra oslobađa viška energije na drugi način. Uzmimo za primjer jezgru ksenona-125 koja je nastala elektronskim zahvatom iz jezgre joda-125. Ta jezgra ima 35 keV viška energije kojeg se ponekad oslobađa emisijom gama zrake čija je energija $E_\gamma = 35$ keV. Češće jezgra tu energiju predaje svom K elektronu (elektronu iz prve, K ljuske). Tako K elektron dobiva dovoljno energije da se oslobodi iz omotača i napušta atom. Prazno mjesto popunjavaju elektroni iz gornjih ljuski, dok se razlika njihovih energija oslobađa u obliku fotona, što nazivamo karakterističnim X zračenjem. Cijeli se proces zove **interna konverzija** (ili **izomerni prijelaz)**. Kao što se vidi iz ovog primjera najčešće su gama raspad i interna konverzija konkurentni procesi.

Obzirom da su elektromagnetne sile, koje uzrokuju gama raspad, jače od slabih sila, gama-raspad je gotovo trenutan, dok je beta-raspad puno sporiji. Iznimno je moguć i relativno spori gama raspad. Taj se događa kada se, najčešće nakon beta-raspada, jezgra-kćer nađe u tzv. **metastabilnom stanju**. Iako je metastabilno stanje povišene

energije, prijelazi u niža stanja malo su vjerojatni, tako da se jezgra u tom stanju nalazi relativno dugo.

U radionuklidnoj slikovnoj dijagnostici korisne su samo gama zrake, dok se beta zračenje apsorbira u tijelu, uzrokujući nepotrebno radijacijsko opterećenje. Metastabilni gama emiteri najpovoljniji su za primjenu u radionuklidnoj slikovnoj dijagnostici zbog dva razloga:

1. Ukoliko ih izoliramo od radioizotopa roditelja (koji je obično beta emiter), dobivamo čiste gama emitere, bez nepotrebnog čestičnog zračenja;
2. Relativna sporost njihovog raspada omogućava primjenu, bez potrebe da je stalno u blizini njihov “proizvođač” (jezgre-roditelji).

RADIOAKTIVNE JEZGRE UMIRU ALI NE STARE

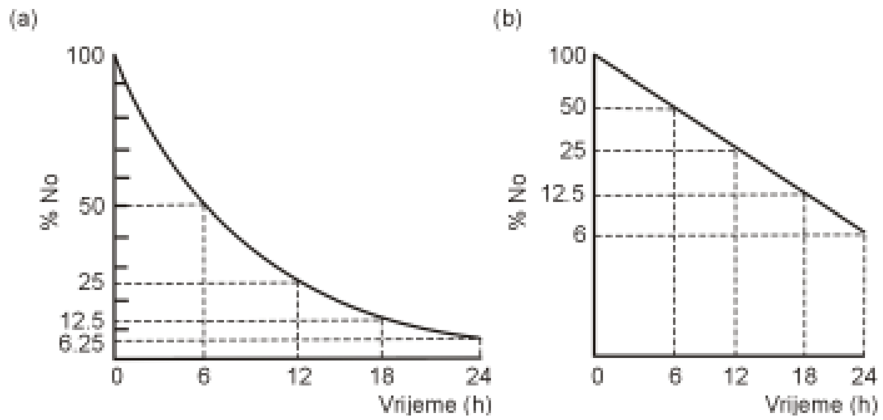
Nestabilne jezgre doživljavaju pretvorbe iznenada, a ne tako da postupno mijenjaju svoju strukturu. One nisu poput živih bića koja postepeno stare, te im život uglavnom traje u uskom pojasu oko nekog prosjeka. Nasuprot tome, radioaktivni raspad možemo usporediti s ruletom ili s igrom bacanja novčića, gdje jedan od brojeva ili jedan ishod (pismo ili glava) znači smrt, a svi ostali ishodi život. Jezgra koja je preživjela više krugova ruleta ("stara" jezgra) ne razlikuje se od one koja još nije bila u igri (novonastala, "mlada" jezgra).

→ *Dakle, nestabilna jezgra ima određenu vjerojatnost raspada u jedinici vremena koja ne ovisi o njenoj prošlosti, tj. stalna je u vremenu.*

Ta vjerojatnost, svojstvena svakom radioizotopu, zove se **konstanta raspada (λ)**, a jedinica joj je 1/sekunda.

Promotrimo što se u vremenu događa s 1 milijun jezgri nekog radioizotopa. Usporedimo radioaktivni raspad s bacanjem novčića. Zamislimo da istodobno bacamo 1 milijun novčića, te da "glava" znači život a "pismo" smrt. Nakon prvog bacanja preživit će oko 500 000 jezgri, jer su pojedinačne vjerojatnosti ishoda jednake i iznose 0.5. Nakon drugog bacanja ostat će oko 250 000 jezgri-roditelja, potom približno 125 000 itd. Drugim riječima, istekom određenog vremena (danom učestalošću "bacanja novčića", koja je to veća što je radioizotop nestabilniji) ostat će 1/2 od početnog broja jezgra, potom, nakon istog vremena, 1/2 od 1/2 (tj. 1/4), pa 1/8, itd. To je vrijeme, kao i konstanta raspada, svojstveno za određeni radioizotop i zove se **vrijeme poluraspada** ili **poluživot ($T_{1/2}$)**.

U slučaju Tc-99m ono iznosi 6 sati (SLIKA 1.3).



SLIKA 1.3 Početna količina No radionuklida Tc-99m u vremenu i prikazana u linearnoj (a) i logaritamskoj skali (b).

Radioizotopi koji se sporo raspadaju (imaju mali λ i veliki $T_{1/2}$) mogu se naći u prirodi, dok su radioizotopi s vrlo nestabilnim jezgrama (veliki λ i mali $T_{1/2}$) isključivo umjetni (TABLICA 1.1).

TABLICA 1.1 Vremena poluraspada ($T_{1/2}$) nekih radionuklida

Radioizotop	**Element**	$\mathbf{T_{1/2}}$
Prirodni		
U-238	uran	4.5 milijardi godina
Ra-226	radij	1600 godina
K-40	kalij	1.3 milijarde godina
C-14	ugljik	5760 godina
H-3	vodik	12 godina
Umjetni		
Cs-137	cezij	33 godine
I-131	jod	8 dana
I-125	jod	60 dana
Co-60	kobalt	5.3 godine
P-32	fosfor	14.3 dana
Na-24	natrij	15 sati
Tc-99m	tehnecij	6 sati

Promotrimo sada što se događa s naših milijun jezgri u vrlo kratkom vremenu, kada je promjena njihovog ukupnog broja zbog raspada zanemariva. Neka je npr. konstanta raspada 0.1 % u jednoj sekundi, dakle λ=0.001/s. Statistički očekivani broj raspada u jednoj sekundi bit će 0.001x1000 000 = 1000. U realnosti taj broj može biti npr. 940 ili 1080, a vrlo rijetko će biti baš 1000.

→ *Dakle, radioaktivni je raspad slučajna pojava za kojeg vrijede zakoni statistike, bez mogućnosti potpuno točnog predviđanja.*

Općenito, ako u nekom vremenu t postoji $N(t)$ jezgri radioizotopa čija je konstanta raspada λ, ukupan broj raspada u 1 sekundi bit će približno jednak umnošku vjerojatnosti jednog raspada λ i broja prisutnih jezgri $N(t)$. Broj raspada jezgri radioizotopa u jedinici vremena $-\Delta N(t)/\Delta t$ zove se **radioaktivnost** ili kratko **aktivnost** i obilježava s $A(t)$. Dakle,

$$A(t) = - \Delta N(t)/\Delta t \qquad (1.1)$$

$$\Delta N(t)/\Delta t = - \lambda\, N(t)$$

Predznak minus uvažava činjenicu da se N u vremenu smanjuje. Rješenje gornje diferencijalne jednadžbe pokazuje da se broj radioaktivnih jezgri u vremenu eksponencijalno smanjuje po formuli:

$$N(t) = N_0\, e^{-\lambda} \qquad (1.2)$$

gdje N_0 označava broj jezgri u početnom vremenu t=0. Iz gornje jednadžbe dobivamo da je veza između konstante raspada i vremena poluraspada:

$$\lambda = ln(2)/T_{1/2}$$

te da se aktivnost radioizotopa u vremenu smanjuje po istom zakonu kao i broj njegovih jezgri:

$$A(t) = A_0\, e^{-\lambda t} \qquad (1.3)$$

Jedinica je aktivnosti u SI sustavu bekerel (Bq). Jedan bekerel je jedan raspad u jednoj sekundi. Stara jedinica je kiri (Ci). Jedan kiri je $3.7\cdot 10^{10}$ Bq.

Donja tablica sažima glavna svojstva alfa, beta i gama-raspada. "Čisti" alfa, beta ili gama emiteri su rijetki. Najčešći su kombinirani raspadi: alfa/gama, beta/gama.

TABLICA 1.2 Osnovna svojstva raznih vrsta radioaktivnih raspada

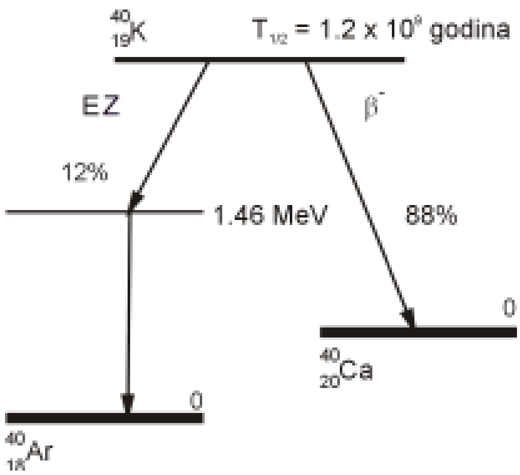
Raspad	**Jezgra-roditelj**	**Jezgra-kćer**	**Zračenje**
alfa	Z/N	Z-2 / N-2	jezgra He-4
beta-minus	Z/N	Z+1 / N-1	elektron
bete-plus	Z/N	Z-1 / N+1	pozitron
gama	Z/N	Z/N	gama foton

Ponekad su i jezgra-kćer, pa i jezgra-unuka i praunuka nestabilne, osobito u slučaju prirodnih radioizotopa. To su tzv. lančani radioaktivni raspadi (TABLICA 1.3).

TABLICA 1.3 Postepeno pretvaranje U-238 u stabilno Pb-206.

Element	**Izotop**	**Poluvijek**	**Vrsta radijacije**
Uran	U-238	4.55×10^9 godina	α
Torij	Th-234	24.1 dan	β,γ
Protaktinij	Pa-234	1.14 min	β,γ
Uran	U-234	2.69×10^5 godina	α
Torij	Th-230	8.22×10^4 godina	α,γ
Radij	Ra-226	1600 godina	α,γ
Radon	Rn-222	3.8 dana	α
Polonij	Po-218	3.05 min	α
Olovo	Pb-214	26.8 min	β,γ
Bizmut	Bi-214	19.7 min	α,β,γ
Polonij	Po-214	1.5×10^{-4} s	α
Olovo	Pb-210	22.2 godine	β,γ
Bizmut	Bi-210	4.97 dana	β
Polonij	Po-210	139 dana	α,γ
Olovo	Pb-206	Stabilan	-

Također su moguća grananja, kada se određeni radioizotop može raspadati na više načina, kao npr. K-40 (SLIKA 1.4).



SLIKA 1.4 Kalij-40 se vrlo sporo raspada, i to na dva načina; na svakih 100 raspada prosječno 88 puta se radi o β-minus raspadu, ostatak je elektronski zahvat, kojeg prati i gama zračenje.

Prolaz zračenja kroz materiju

RADIOAKTIVNA ZRAČENJA IONIZIRAJU MATERIJU

Infracrveno zračenje i vidljiva svjetlost, pobuđujući rotaciju i titranja molekula, zagrijavaju sredstvo kojim se šire. Osim toplinske interakcije, vidljiva, a posebice ultraljubičasta svjetlost može i osloboditi slabo vezane valentne elektrone atoma sredstva. Za razliku od tih zračenja i mehaničkih valova, gama fotoni, a posebice čestično zračenje imaju dovoljnu energiju da, prolazom kroz sredstvo, izbace iz svojih orbitala čak i dobro vezane unutrašnje elektrone teških atoma. Štoviše, jedan gama foton ili brza nabijena čestica može **ionizirati** nekoliko tisuća atoma sredstva.

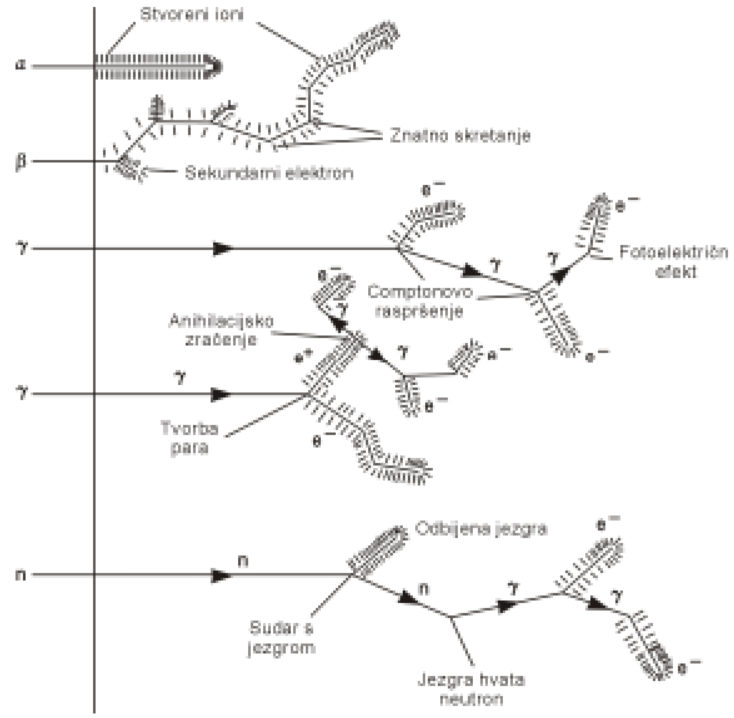
→ Mogućnost ionizacije osnovna je posljedica prolaza radioaktivnih zračenja kroz materiju, pa radioaktivna zračenja nazivamo i ionizirajuća zračenja.

ČESTIČNO ZRAČENJE GUBI ENERGIJU POSTUPNO

Alfa i beta čestice najčešće gube energiju međudjelujući s elektronskim omotačima atoma sredstva kroz koji prolaze. Male porcije njihove ogromne energije postepeno se troše na ekscitaciju (pobuđivanje na više energijske razine) i ionizaciju tisuća elektrona atoma mete, pretežno iz vanjskih ljusaka. Pri tome alfa čestica malo skreće s puta jer ima relativno veliku masu, te joj je putanja pravocrtna (SLIKA 1.5). Tako je ukupna dužina puta alfa čestice u nekom sredstvu, veličina koju zovemo **doseg**, jednaka njezinoj dubini prodiranja, koja je približno jednaka za sve alfa čestice iste energije u istom sredstvu (SLIKA 1.6A). Doseg alfa čestica veće energije veći je od dosega alfa čestice manje energije, ali nije veći od par centimetara u zraku za većinu alfa čestica. To nije u suprotnosti s njihovom velikom energijom, jer alfa čestice svoju energiju predaju "gusto", tako da se cijela istroši na malom putu. Tako je **specifična ionizacija**, tj. broj oslobođenih parova iona sredstva po jedinici duljine puta čestice, za alfa čestice velika.

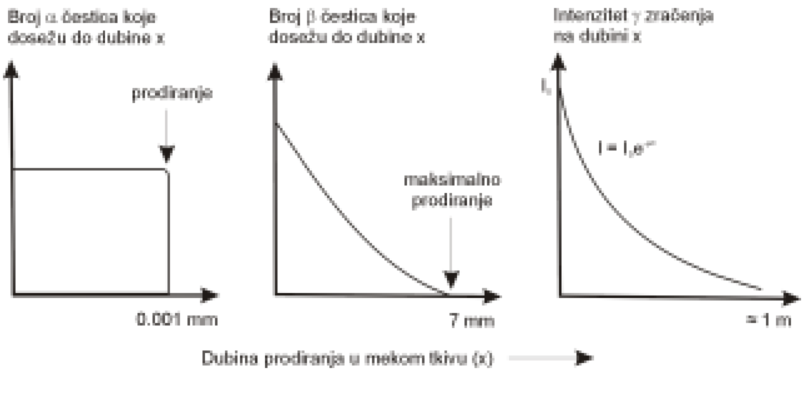
→ *Tako alfa čestice potpuno zaustavlja gornji sloj ljudske kože, te izvana ne mogu prodrijeti do osjetljivih unutrašnjih organa. Nasuprot tome, alfa su čestice vrlo opasne kada se unesu ingestijom ili disanjem, jer se potpuno apsorbiraju u malom volumenu osjetljivog tkiva, kojeg mogu sasvim uništiti. U šali možemo reći da alfa emiteri nisu opasni kao vanjski izvori zračenja, ali ih nije preporučljivo jesti.*

Beta čestica ima oko 7 000 puta manju masu od alfa čestice i, naravno, istu masu kao elektroni iz omotača sredstva kojim prolazi. Stoga beta čestica, sudarajući se s elektronima atoma sredstva, tetura te joj je putanja krivocrtna (SLIKA 1.5). Beta čestice iste energije nemaju isti doseg, a još više im varira dubina prodiranja, koja je, zbog krivocrtne putanje, uvijek manja od dosega. Ipak, zbog puno manje specifične ionizacije, maksimalna je dubina prodiranja beta čestica u nekom sredstvu višestruko veća od dubine prodiranja alfa čestica (SLIKE 1.6 A i B).



SLIKA 1.5 Shematski prikaz tragova ionizacijskih zračenja.

Osim međudjelovanja s elektronskim omotačima atoma, vrlo brze, lagane nabijene čestice (β čestice ili elektroni ubrzani u snažnom električnom polju) jedan dio svoje energije gube i međudjelujući s jezgrama atoma sredstva. Time se brzi elektroni usporavaju, dok im se energija oslobađa vidom elektromagnetnog zračenja velike energije. To su tzv. X zrake ili rendgensko zračenje. X fotoni se od gama fotona razlikuju po načinu nastanka, a zajedničko im je svojstvo da imaju veliku energiju, te su i jedni i drugi elektromagnetna (nečestična) ionizirajuća zračenja. Energije X fotona koji se koriste u dijagnostičkoj radiologiji manje su od većine gama zraka, dok se u radioterapiji koriste i X fotoni energija viših od 1 MeV. Ako ne znamo kako je visoko-energetski foton nastao, ne možemo niti reći da li se radi o X ili o gama zraci, te ih, glede međudjelovanja s materijom, ne razlikujemo.



SLIKA 1.6 Prodiranje ionizacijskih zračenja energije 1MeV u mekom tkivu.

ČESTIČNO ZRAČENJE NAJVIŠE IONIZIRA NA KRAJU PUTA

Specifična ionizacija alfa čestica veća je od specifične ionizacije beta čestica zato što se alfa čestica kreće puno sporije od elektrona (jer ima veću masu), te duže i stoga intenzivnije međudjeluje s elektronima atoma pored kojih prolazi. Tako će spori kamen potpuno razbiti prozor, dok će puščani metak, koji ima puno veću kinetičku energiju, napraviti samo malu rupu. Iz istog se razloga specifična ionizacija i alfa i beta čestice povećava kako one gube brzinu (energiju) i najveća im je pri kraju puta (SLIKA 1.5).

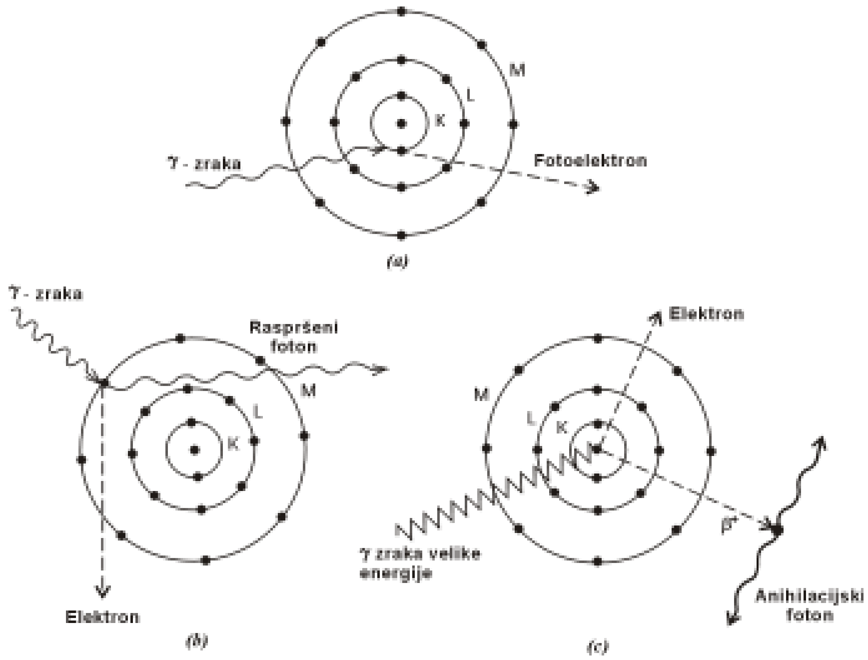
GAMA ZRAKE GUBE ENERGIJU ODJEDNOM ILI U PAR KORAKA

Za razliku od čestičnog zračenja gama foton prolazi kroz materiju bez ikakvog međudjelovanja, nepromijenjen, sve dok odjednom burno ne reagira, predajući svu ili velik dio svoje energije okolini. Kao što u radiokativnom raspadu ne možemo znati kada će jezgra doživjeti pretvorbu, ne možemo niti predvidjeti s kojim će atomom gama foton međudjelovati. Postoje, međutim, određene vjerojatnosti tih međudjelovanja, koje ovise, o “projektilu” (energiji gama zrake $E\gamma$) i o svojstvima "mete" (gustoći sredstva i atomskom broju elementa). Tri su načina međudjelovanja gama fotona i materije (SLIKA 1.7):

1. U **fotoelektričnom efektu** gama (ili X) foton nestaje, predajući **svu** svoju energiju vezanom elektronu atoma sredstva, koji zadobiva veliki kinetičku energiju, napušta atom i vrši daljnje ionizacije (poput beta čestica, kako smo upravo opisali). Fotoelektrični je efekt vjerojatniji u snažnom električnom polju blizu jezgre, nego u slučaju slabo vezanih, vanjskih elektrona. Njegova vjerojatnost raste s kubom atomskog broja, tako da je puno učestaliji u teških elementa, s visokim *Z*, nego u onih s niskim *Z*. Dakako, potrebno je da energija gama zrake E_γ bude barem jednaka energiji veze elektrona. Obzirom da je energija veze K elektrona (elektrona iz prve, tzv. K ljuske) u atomu joda 33 keV, a u atomu olova 88 keV, fotoni energija od 33 do 88 keV mogu ionizirati K elektrone joda, ali ne i olova. Fotoelektrični je efekt najvjerojatniji kada je E_γ tek malo veća od energije veze elektrona. Međutim, daljnjim porastom E_γ njegova vjerojatnost pada (SLIKA 1.8).
2. Foton visoke energije može međudjelovati i sa slabo vezanim vanjskim (ili slobodnim) elektronima na način sličan sudaru dviju biljarskih kugli. U sudaru atomski elektron prima **dio** energije E_γ i biva izbačen iz atoma (te vrši daljnje ionizacije, kao i elektron oslobođen fotoelektričnim efektom), dok ostatak odnosi foton **manje** energije, gibajući se **u različitom** smjeru od smjera početne gama (ili X) zrake (SLIKA 1.7). Pri tome je vjerojatnija mala od velike promjene smjera (i gubitka energije), a cijeli se proces naziva **Comptonovo raspršenje (ili Comptonov efekt)**. Kao što će se najviše energije izmijeniti u sudaru kugli iste mase, tako je i Comptonov efekt najvjerojatniji za gama zrake čija je energija jednaka energijskom ekvivalentu mase elektrona, tj. za $E_\gamma = 511$ keV (SLIKA 1.8). Obzirom da se radi o gotovo slobodnim elektronima, nema utjecaja jezgre, pa Comptonovo raspršenje ne ovisi o vrsti atoma sredstva (o

atomskom broju), već samo o gustoći "meta". Gustoća slabo vezanih elektrona približno je proporcionalna gustoći sredstva. Stoga, za danu E_{γ}, učestalost Comptonovog raspršenja u nekom sredstvu ovisi samo o njegovoj gustoći.

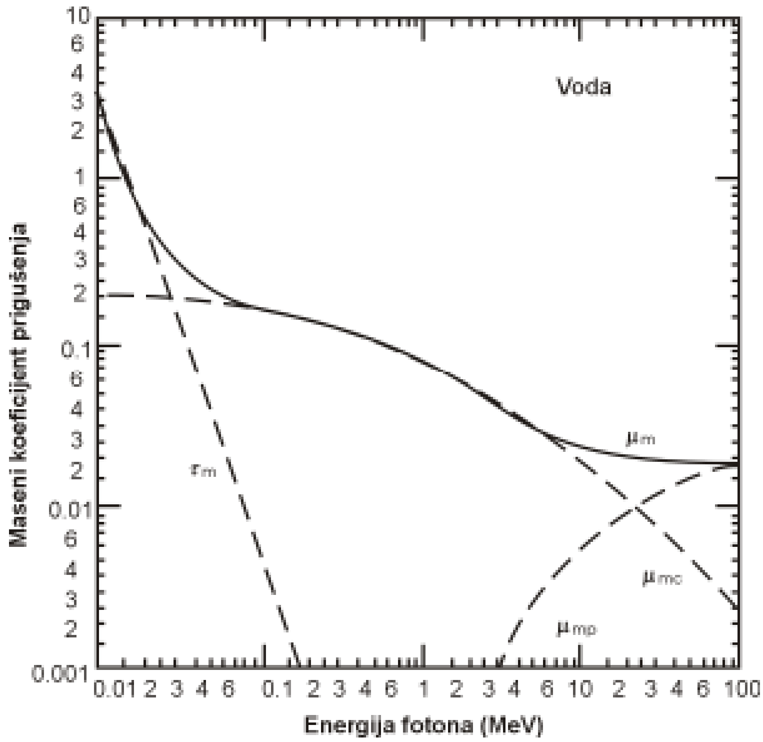
3. Fotoni vrlo visoke energije E_{γ} mogu gubiti energiju na još jedan način. Kada se takav foton nađe u snažnom električnom polju, blizu teške atomske jezgre, moguće je da nestane, dok se njegova energija utroši na stvaranje para elektron/pozitron (SLIKA 1.**7**). Obzirom da je zbroj masa mirovanja elektrona i pozitrona 1.02 MeV (2·511 keV), E_{γ} mora biti barem tolika ili veća (kada je ostatak energije kinetička energija novo-stvorenih čestica). Obzirom da je pozitron antičestica, to ovaj proces, koji se zove **tvorba para**, uvijek prati anihilacijsko zračenje, kao u slučaju beta-plus raspada. Ovaj je proces bitan samo za fotone vrlo visokih energija (samo neke gama zrake i X fotone koji se koriste u radioterapiji) i učestaliji je u sredstvima s visokim atomskim brojem.



SLIKA 1.7 Gama foton gubi energiju na tri načina: (a) u fotoelektričnom efektu svu energiju predaje foto-elektronu, (b) u Comptonovom raspršenju dio energije predaje elektronu, a oslabljeni foton nastavlja put u drugom smjeru i (c) u tvorbi parova od gama zrake nastaju elektron i pozitron. Nakon kratkog puta anihilacijom pozitrona nastaju dvije gama zrake od 511 keV, koje odlaze u dijametralno nasuprotnim smjerovima.

Bez obzira na vrstu međudjelovanja s materijom, jedan gama (ili X) foton ionizira samo jedan atom, dok ostale tisuće ionizacija vrše oslobođene brze nabijene čestice (i, pokoju, fotoni nastali Comptonovim raspršenjem).

→ *Dakle, čestično zračenje ionizira neposredno, a gama zrake posredno.*



SLIKA 1.8. Maseni koeficijent prigušenja (μm) u funkciji energije fotona, prikazan kao zbroj tri komponente: masenih koeficijenata prigušenja za fotoelektrični efekt (τm), Comptonovo raspršenje (μmc) i tvorbu parova (μmp).

GAMA ZRAKE SU PRODORNIJE OD ČESTIČNOG ZRAČENJA

Nasuprot brzim nabijenim česticama koje kontinuirano gube energiju, gama (ili X) fotoni nemaju definiran doseg. Prolaz visoko-energetskih fotona kroz materiju sliči na raspad nestabilne jezgre: foton koji je prošao izvjestan sloj materije (apsorbera) ima nepromijenjenu energiju i iste vjerojatnosti međudjelovanja kao na početku puta, kao što nestabilna jezgra ne mijenja svojstva prije samog raspada. Tako, kao što se broj radioaktivnih jezgri protekom vremena eksponecijalno smanjuje u nulu (jednadžba 1.2), tako se i početni intenzitet fotonskog zračenja (snaga po jedinici površine snopa) energije E_γ, I_0, eksponencijalno smanji prolazom kroz apsorber debljine d, po jednadžbi:

$$I = I_0 e^{-\mu d} \tag{1.4}$$

gdje je μ zbroj vjerojatnosti svih procesa koji mogu ukloniti foton iz pravca širenja (fotoelektričnog efekta, Comptonovog efekta i tvorbe para), po jedinici duljine puta. Ta se veličina zove **linearni koeficijent prigušenja** i ovisi, kako o energiji gama zrake, tako i o sredstvu, dakle:

$$\mu = \mu(E_\gamma, sredstvo)$$

Linerani keoficijent prigušenja veći je u materijalima velike gustoće i velikog atomskog broja, koji su, dakle, dobri apsorberi elektromagnetnog ionizirajućeg zračenja.

Iz jednadžbe (1.4) slijedi da je debljina sloja apsorbera koji početni intenzitet zračenja smanji na 1/2, tzv. **debljina poluprigušenja ($d_{1/2}$)** povezana s linearnim koeficijentom atenuacije:

$$d_{1/2} = ln2/\mu$$

Umjesto linearnog koeficijenta prigušenja μ često je u uporabi i tzv. **maseni koeficijent prigušenja $\mu_\rho=\mu/\rho$.** Time se naglašava ovisnost interakcije fotona o vrsti atoma sredstva, bez obzira na gustoću sredstva. Tako je μ_ρ za vodu isti bez obzira da li se radi o tekućoj vodi, ledu ili vodenoj pari. U toj notaciji jednažba (1.4) glasi:

$$I = I_0 e^{-\mu_\rho (\rho \cdot d)}$$

gdje se umnožak gustoće i debljine apsorbera naziva **površinska gustoća** (dimenzija je masa/površina). Iz SLIKE 8 vidimo da ukupna vjerojatnost međudjelovanja gama fotona s materijom opada s porastom energije fotona, tako da:

→ *Gama fotoni veće energije prodorniji su od gama fotona manje energije*

Općenito, gama i X zračenja prodornija su od čestičnog zračenja i nije moguća potpuna zaštita zaklanjanjem iza apsorbera. U drugu ruku velika prodornost elektromagnetnih ionizirajućih zračenja koristi se u radiološkoj dijagnostici i radioterapiji, kao i u radionuklidnoj slikovnoj dijagnostici.

U praksi jednadžbu (1.4) ne možemo izravno primijeniti zbog dva raloga. 1. Ako se foton iz snopa ukloni Comptonovim efektom, raspršeni se foton oslabljenje energije može, nakon novih višestrukih rasršenja, vratiti u snop i tako povećati njegov intenzitet. Zato je jednadžba (1.4) primjenjiva u uvjetima uskog snopa, kada je opisana pojava zanemariva. Kod širokog snopa intenziteti zračenja mogu biti nekoliko puta veći od onog kojeg predviđa jednadžba (1.4). 2. Ponekad i sam početni snop nije monoenergijski (prisutno je više gama raspada raznih energija ili se radi o X zračenju, koje je uvijek polikromatsko). Tada jednadžbu (1.4) primjenjujemo za svaku energiju E_γ zasebno.

Dozimetrija

IZVOR I POLJE IONIZIRAJUĆEG ZRAČENJA

Izvor ionizirajućeg zračenja može biti skup nestabilnih jezgri, katoda rendgenskog uređaja ili druga umjetna naprava. U prvom slučaju bitna svojstva izvora zračenja su:

1. geometrija, u smislu da li je rasprostranjen u prostoru ili praktično točkast
2. vrsta raspada, čime su određene energije čestica i fotona, te konstanta raspada λ
3. broj nestabilnih jezgri u nekom vremenu N_0.

Poznavanjem N_0 i λ možemo, koristeći jednadžbe 1.1 i 1.3, izračunati trenutnu aktivnost izvora $A_0 = \lambda N_0$, kao i njene promjene u vremenu: $A(t) = A_0 e^{-\lambda t}$. Iz aktivnosti izvora, vrsta i energije zračenja, moguće je proračunati snagu izvora zračenja P. Snagom zračenja i geometrijom izvora određen je i intenzitet zračenja I (snaga po jedinici površine) u nekoj točki prostora koji je izložen djelovanju izvora, tj. u **polju ionizirajućeg zračenja**.

Pretpostavimo jednostavan slučaj *točkastog izvora zračenja u vakuumu*, tako da nema međudjelovanja ionizirajućeg zračenja s materijom. Tada intenzitet zračenja opada s udaljenošću od izvora R jer se čestice i fotoni raspršuju po sve većim površinama. Taj pad intenziteta moramo razlikovati od onog kojem je uzrok međudjelovanje s apsorberom.

Kako je površina kugle $4\Pi R^2$, slijedi da **intenzitet opada s kvadratom udaljenosti** od izvora zračenja po jednadžbi:

$$I = P/4\Pi R^2$$

Snaga zračenja proporcionalna je aktivnosti izvora, tako da vrijedi:

$$I \sim A/4\Pi R^2$$

Ako se nalazimo u polju zračenja, radijacijski će učinci (o kojima govorimo u nastavku) biti proporcionalni *aktivnosti* izvora i *vremenu* izlaganja, a obrnuto proporcionalni *kvadratu udaljenosti* od izvora. Obzirom da aktivnost izvora ne možemo mijenjati, dva su osnovna načela zaštite od ionizirajućeg zračenja:

1. **što kraće**
2. **što dalje,**

s tim da je udaljavanje od izvora, zbog kvadratne ovisnosti, učinkovitiji način smanjenja izlaganja ionizirajućem zračenju.

UČINKE ZRAČENJA OPISUJEMO DVJEMA VELIČINAMA

Učinci ionizirajućeg zračenja ovise o:

(i) intenzitetu zračenja u promatranoj točki polja

(ii) vjerojatnostima međudjelovanja zračenja i sredstva

Te učinke opisujemo dvjema veličinama:

1. **apsorbirana doza** je energija koju je ionizirajuće zračenje predalo jediničnoj masi sredstva (apsorbera). Jedinica je **grej (Gy)**. Jedan grej je džul/kilogram (J/kg).

2. **ekspozicijska doza** je ukupan naboj svih iona (pozitivnih i negativnih) koje *X ili gama* zračenje oslobodilo u jediničnoj masi *zraka*. Jedinica je **kulon/kilogram (C/kg)**.

TABLICA 1.4 Tipične doze

Izvor	Apsorbirana doza (mGy)
Prirodni izvori radioaktivnosti	1-5 godišnje
Jedna X-slika prsnog koša	
Najbolja	0.1
Prosječna	2
fluoroskopski pregled	100
Lokalna radioterapijska doza	30 000-70 000

Apsorbirana i ekspozicijska doza opisuju kumulativne posljedice zračenja na jediničnu masu tvari tijekom nekog vremena provedenog u polju zračenja određene vrste i intenziteta. Podijelimo li te veličine s vremenom izlaganja, dobit ćemo o vremenu neovisne veličine; to su **brzina apsorbirane doze**, čija je jedinica Gy/s i **brzina ekspozicijske doze**, čija je jedinica C/(kg·s).

TABLICA 1.5. Odnos novih i starih jedinica

Veličina	Nove jedinice	Stare jedinice	Pretvaranje
Aktivnost	Bq	curie (Ci)	1 Bq ≈ 2.7×10^{-11} Ci
Ekspozicijska doza	C kg^{-1}	röntgen	1 C kg^{-1} ≈ 3876 R
Apsorbirana doza	Gy	rad	1 Gy = 100 rad
Ekvivalentna doza	Sv	rem	1 Sv = 100 rem

UČINKE ZRAČENJA MOŽEMO PREDVIDJETI ILI MJERITI

U slučaju točkastog izvora gama zračenja brzina ekspozicijske doze jednaka je na oplošju kugle polumjera *R* i proporcionalna je aktivnosti izvora *A*:

$$\text{brzina ekspozicijske doze} = \Gamma \cdot A/R^2$$

gdje konstanta proporcionalnosti Γ (tzv. gama konstanta), ovisi o energiji gama zraka E_γ (jer o njoj ovise vjerojatnosti svih procesa u kojima gama zrake ioniziraju sredstvo i gube energiju). Gama konstanta opisuje razlike u učinku izvora gama zraka **iste** aktivnosti. Iako porastom E_γ vjerojatnost međudjelovanja gama zrake s materijom opada (SLIKA 1.8), broj oslobođenih iona po jednoj interakciji raste, pa općenito gama zrake većih energija imaju veće gama konstante (TABLICA 1.6). Osim toga, zbog veće prodornosti gama i X fotona velikih energija, njihov učinak sporo opada s debljinom tkiva, za razliku od onih nižih energija, čiji se učinak očituje pretežito na koži i površinskim organima.

TABLICA 1.6. Radijacijski parametri nekih radionuklida

	Eγ (keV)	**$\Gamma(Cm^2/kg\ Bq\ s)x10^{14}$**	**$\mu\ (cm^{-1})$ -u olovu**
Tc-99m	140	0.14	23
Hg-203	279	0.23	2.3
J-131	360	0.43	2.3
Au-198	412	0.45	2.3
F-18	512	1.11	0.76
Cs-137	667	0.60	1.20
Co-60	1250	0.52	0.58

APSORBIRANA SE DOZA MOŽE PROCIJENITI MJERENJEM EKSPOZICIJSKE

Ako je sredstvo živo tkivo, apsorbirana doza je pokazatelj biološke štete koju je radijacija uzrokovala. U drugu ruku, ekspozicijsku dozu je relativno lako mjeriti. Te su veličine izravno povezane i stoga je moguće apsorbiranu dozu elektromagnetnih zračenja predvidjeti iz njihove ekspozicijske doze.

Naime, prosječna energija potrebna da se u zraku ‘stvori’ jedan ionski par (tj. oslobodi jedan elektron) je 34 eV. Kako je 1 C/kg = $(1/1.6)\cdot 10^{19}$ naboja jednog elektrona po kilogramu, slijedi da je:

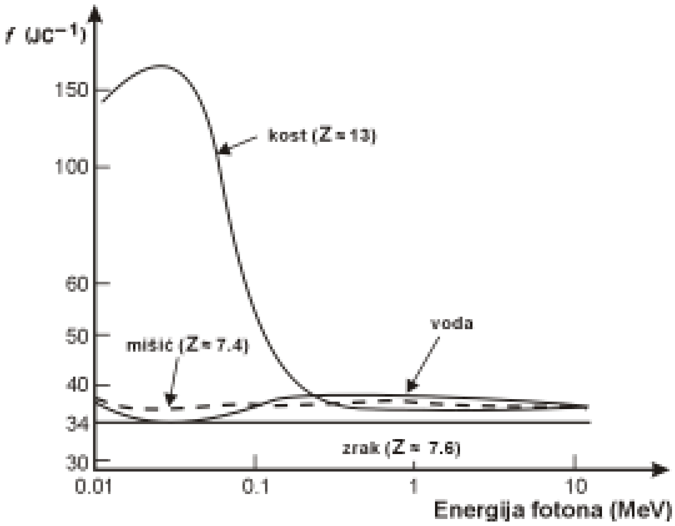
apsorbirana doza (Gy) = 34·ekspozicijska doza (C/kg), ako je sredstvo zrak

Općenito, za bilo koje sredstvo vrijedi relacija:

apsorbirana doza (Gy) = f · ekspozicijska doza (C/kg)

gdje faktor f ovisi o vrsti apsorbera, a za niske energije fotona (manje od 100 keV), u sredstvima koja imaju relativno teške atome (npr. kost), i o energiji fotona (SLIKA 1.9). Za energije fotona iznad 100 keV veza između apsorbirane i ekspozicijske doze praktično je ista za zrak, meka tkiva i kosti (objasnite zašto, uzimajući u obzir: 1. iznad 100 keV dominantan proces interakcije

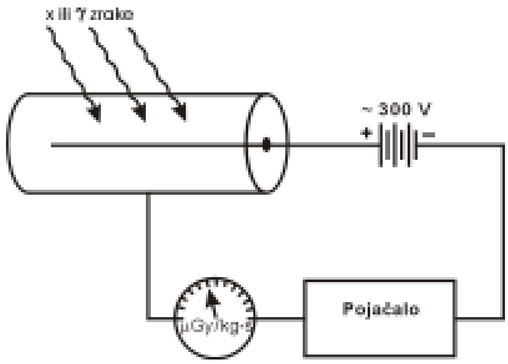
elektromagnetnog zračenja i materije je Comptonovo raspršenje i 2. apsorbirana se doza odnosi na jediničnu masu tvari).



SLIKA 1.9 Omjer (f) apsorbirane i ekspozicijske doze ovisi o energiji fotona različito za razna tkiva.

Uočimo da izloženo vrijedi samo za X i gama zračenja, jer ekspozicijska doza nije definirana za čestična zračenja. Razlog tome je što čestična zračenja, osim na ionizaciju molekula zraka, jedan dio energije (ovisno o energiji) izravno potroše i na njihovu ekscitaciju, te na zagrijavanje sredstva (povećanje kinetičke energije molekula). Slično se događa i u slučaju valnih zračenja niskih energija u teškim materijalima, što objašnjava ovisnost faktora f o energiji fotona u kostima (Slika 1.9).

Često ne znamo karakteristike izvora polja zračenja, ali njegove učinke možemo neposredno izmjeriti. Mjerenja brzine ekspozicijske doze vrše se **ionizacijskim komorama**. Najčešće se radi se o posudi sa zrakom na atmosferskom tlaku u kojoj su pozitivna i negativna elektroda. Kada zračenje uđe u posudu i ionizira zrak oslobođeni se pozitivni ioni skupljaju na katodi, a elektroni na anodi. Time se stvara struja u vanjskom krugu koja se može mjeriti (SLIKA 1.10).



SLIKA 1.10 Prenosiva ionizacijska komora (Cutie Pie) sastoji se od posude s plinom, izvora visokog napona i uređaja za mjerenje jakosti proizvedene struje.

U ionizacijskim komorama elektrode su na potencijalu čije električno polje samo prikuplja ione oslobođene primarnom ionizacijom. Naime, električno polje nije dovoljno za ubrzavanje iona, čime se izbjegavaju sekundarne ionizacije. Ionizacijske se komore koriste kada su potrebna precizna mjerenja polja zračenja, što je osobito važno u planiranju radioterapije.

Nasuprot tome, u tzv. **Geiger-Müllerovim (GM) brojačima** napon je veći i primarni ioni, na putu prema elektrodama stvaraju 'lavinu' sekundarnih iona. Posljedično GM brojači ne mjere brzinu ekspozicijske doze, već samo učestalost ionizacija. Ipak njihova je prednost što, zbog unutrašnjeg pojačanja 'signala', mogu detektirati ionizirajuća zračenja relativno malih energija. U praksi se koriste za nadzor i detekciju prisutnosti izvora zračenja, kada nije potrebna osobita preciznost.

IONIZACIJA JE BIOLOŠKI ŠTETNA

Ionizacijska zračenja mogu značajno oštetiti stanice organizma, ovisno o:

(i) dijelu tijela koje je izloženo (stanice koje se brzo dijele su najosjetljivije)

(ii) apsorbiranoj dozi

(iii) vrsti ionizirajućeg zračenja

(iv) brzini kojom je doza primljena (duže vrijeme omogućava oporavak)

Primjeri radijacijskih učinaka su: kožne opekline, mučnina, gubitak dlakavosti, sterilnost, katarakta, oštećenje koštane srži, promjene u genetskom materijalu i indukcija raznih karcinoma. Vrlo velike doze mogu uzrokovati smrt u roku od nekoliko dana.

Radijacija oštećuje stanice ionizirajući biološki važne molekule poput DNA, što je **neposredni učinak**, ili uzrokujući kemijske promjene intracelularne vode, što je **posredni učinak**. Interakcijom radijacije i vode mogu nastati **slobodni radikali** H i OH. Oni su električki neutralni, ali imaju nesparene elektrone i vrlo su reaktivni. Njihovim spajanjem može nastati vodikov peroksid (H_2O_2), snažan oksidans koji oštećuje DNA, enzime i druge biološki važne molekule. Posredni učinci radijacije su češći od neposrednih jer vode ima puno više od molekula DNA (oko 10^7 puta).

Učinci radijacije mogu biti **hereditarni** ili **somatski**. Hereditarni nastaju zbog oštećenja stanica koje učestvuju u reprodukciji i prenose se na potomstvo. Somatski učinci pogađaju samo osobu koja je bila izložena zračenju.

Biološke učinke radijacije također dijelimo na **stohastične** (podložne slučaju) i **ne-stohastične**. Stohastični učinci nastaju zbog mutacije stanica. Oni nemaju prag, već mogu nastati i posljedicom malih apsorbiranih doza zračenja. Međutim, vjerojatnost njihovog pojavljivanja proporcionalna je primljenoj dozi. U drugu ruku, ukoliko se pojavi, ozbiljnost stohastičnog učinka ne ovisi o primljenoj dozi ('ili-ili'). Svi hereditarni učinci su stohastični, kao i neki somatski (npr. karcinogeneza).

Ne-stohastični učinci nastaju zbog smrti stanica ili trajnog oštećenja koja onemogućava da se stanica dijeli. Nastaju tek iznad specifičnog praga apsorbirane

doze i ozbiljnost im raste s njenom veličinom. Svi ne-stohastični učinci su somatski (npr. eritem, katarakta, leukopenija, glomerulonefritis, sterilnost).

Doze primljene u slikovnoj dijagnostici ionizirajućim zračenjem manje su od većine pragova ne-stohastičnih učinaka radijacije. Stoga je dijagnostička uporaba X zraka i radionuklida uglavnom povezana sa stohastičnim radijacijskim rizicima.

Biološka šteta koju uzrokuju ionizirajuća zračenja ne ovisi samo o apsorbiranoj dozi, već i o vrsti zračenja. Naime, veći broj ionizacija unutar jedne stanice (ili jedne makromolekule) biološki je nepovoljnije od istog broja ionizacija (dakle i iste apsorbirane energije) raspoređenih unutar više stanica (makromolekula). Neutroni i alfa čestice ioniziraju vrlo gusto, tako da je učestalost nepopravljivih, višestrukih oštećenja makromolekula veća nego u slučaju gama zraka ili beta čestica. Zbog toga je uveden pojam **ekvivalentne doze**:

$$\text{Ekvivalentna doza} = Q \cdot \text{Apsorbirana doza}$$

gdje je Q tzv. **faktor kvalitete**. Za alfa čestice Q iznosi 20, za neutrone od 5 do 20 (ovisno o njihovoj energiji), a za beta čestice, gama i X fotone 1. Ako se apsorbirana doza izražava u grejima, jedinica ekvivalentne doze je **sivert (Sv)**. Stara je jedinica **rem** (1 rem=0.01 Sv).

Osim toga, osjetljivost na izlaganje zračenju (tzv. radio-senzitivnost) jako ovisi o vrsti tkiva. Zbog toga je uvedena još jedna veličina: **efektivna ekvivalentna doza**. Svakom se dijelu tijela pripisuje težinski faktor, koji odgovara specifičnoj radio-senzitivnosti. Efektivna ekvivalentna doza jednaka je umnošku odgovarajućeg težinskog faktora i ekvivalentne doze tog dijela tijela. Jedinica joj je sivert.

NAJVIŠE ZRAČENJA PRIMAMO OD PRIRODNIH IZVORA

Svi smo stalno u polju ionizirajućih zračenja niskih intenziteta, što zovemo **pozadinskim zračenjem**. Glavni uzrok pozadinskom zračenju su prirodni izvori radioaktivnosti. Od njih je najznačajniji alfa-emiter radon, karika u lancu raspada U-228 (TABLICA 1.3). To je plin, koji izlazi iz stijena koje sadrže uran (većina ga ima u tragovima, granitne najviše), te osobito iz rudnika urana. Zbog toga izlaganje radonu jako ovisi o zemljopisnom položaju i dobu dana (najviše je ujutro, kada je zrak miran). Također je primijećeno da je u nekim zgradama akumuliranje radona puno veće nego u drugim. Prosječno je u 1 m^3 zraka oko 10^6 atoma radona. Drugi prirodni izvori pozadinskog zračenja su kozmičke zrake (gama zrake ogromne energije), te prirodni radionuklidi u zemlji, građevinskim materijalima i hrani.

Čovjekova aktivnost, putem proizvodnje umjetnih izvora zračenja, odgovorna je za manji dio ukupnog pozadinskog zračenja. Primjeri su ispuštanje radionuklida zbog nesreća u nuklearnim elektranama, radioaktivni otpadni materijali, te proizvodnja uređaja široke potrošnje koji sadrže radionuklide (svijetleće kazaljke satova, detektori dima i sl.).

Neki od nas primaju dodatne doze zbog radioloških pretraga ili profesionalnog izlaganja. Prosječna apsorbirana doza zbog dijagnostičke uporabe elektromagnetnih ionizirajućih zračenja (uglavnom X zraka) čini preko 95 % od apsorbirane doze

zbog svih umjetnih izvora ionizirajućeg zračenja. Radioterapijske doze se ovdje ne uzimaju u obzir.

Detalji prikazani u TABLICI 1.7 samo su prosječne vrijednosti. Neke osobe mogu dobiti puno veće doze, ovisno o tome gdje žive, čime se bave, potrebi za dijagnostičkim postupcima i sl.

Tablica 1.7 Prosječna efektivna ekvivalentna doza stanovnika Velike Britanije (1991).

Izvor	**Doza/μSv**	**Postotak**	**Napomena**
Prirodni izvori			
Radon	1300	50.1	
Gama zrake iz zemlje i građevinskog materijala	350	13.5	
Prirodni radionuklidi u hrani	300	11.6	
Svemirska zračenja	260	10.0	Avionske posade mogu dobiti do 10 puta više
Umjetni izvori			
Medicinska uporaba	370	14.3	Isključujući radioterapiju
Profesionalno izlaganje	7	0.27	
Radioaktivne padaline	5	0.19	Ovo opada od 1962., osim rasta 1986. zbog nesreće u Černobilu
Ispuštanja radionuklida	0.4	0.02	
Uređaji široke potrošnje	0.4	0.02	Satovi sa svijetlećim kazaljkama, detektori dima, itd.

Provjera znanja

Od 5 ponuđenih odgovora uvijek je točan samo jedan

1.1 *Većina teških stabilnih jezgri*:

a) ima podjednake brojeve protona (Z) i neutrona (N)
b) ima $N<Z$
c) ima $N>Z$
d) sklona je alfa raspadu
e) umjetna je

1.2 *Anihilacijsko zračenja javlja se u*:

a) beta-minus raspadu
b) alfa raspadu
c) gama raspadu
d) beta-plus raspadu i tvorbi parova
e) samo u beta-plus raspadu

1.3 *Kontinuiran spektar energija zapažamo*:

a) u alfa i beta raspadu
b) samo u alfa raspadu
c) samo u beta raspadu
d) u alfa i gama raspadu
e) samo u gama raspadu

1.4. *Pred kolimirani izvor ionizirajućeg zračenja stavili smo tanku drvenu pločicu koja je intenzitet zračenja smanjila smanjila na polovicu. Ako dvije takve pločice smanjuju intenzitet zračenja na nulu, nedvojbeno možemo zaključiti*:

a) izvor ne emitira gama zrake
b) izvor emitira samo gama zrake
c) izvor emitira samo alfa čestice
d) izvor ne emitira beta čestice
e) izvor emitira beta čestice i gama zrake

1.5 *Somatski učinci ionizirajućeg zračenja*:

a) ne odnose se na ozračivanje gonada
b) nemaju prag
c) ne mogu biti stohastični
d) sadrže sve nestohastične učinke
e) ne mogu biti posljedica mutacije spolnih stanica

2. poglavlje

FIZIKA NUKLEARNE MEDICINE

• Što je nuklearna medicina

Radioizotope koristimo u dijagnostici i terapiji
Male dijagnostičke aktivnosti ne djeluju fiziološki
Tc-99m: najkorišteniji radioizotop u nuklearnoj medicini
Scintigram je slika funkcije organa

• Mjerenja radioaktivnosti

Registracija gama zračenja zahtijeva masivan detektor
Gama zrake detektiraju se pretvorbom u vidljivo svjetlo
Scintilacijski brojači mogu mjeriti energiju gama zrake
Kristal natrijevog jodida: najčešći detektor gama zraka
RIA: metoda točnog mjerenja vrlo niskih koncentracija
Volumene tjelesnih tekućina mjerimo pomoću razrjeđenja radioindikatora
Kolimatorom odabiremo zračenje iz određenog dijela tijela
Radiohistogram je graf funkcije organa

• Snimanja raspodjele radioaktivnosti

Stvaranje scintigrama postepenim pretraživanjem
Gama kamera: trenutno stvaranje scintigrama
Scintigram se može prikazati tablicom brojeva
Funcionalnost i kvantitativnost: odlike scintigrama
Dva čimbenika prednosti i mana scintigrama
Scintigrafski su uočljivije tople nego hladne lezije
Kinetika radiobilježivača: mjera funkcijskih parametara
Efektivni poluživot: odrednik radijacijske doze unesenog radionuklida

• Slojevita snimanja

SPECT: jednofotonska emisijska tomografija
Snimanje iz više kutova omogućava rekonstrukciju presjeka
Izdvajanje presjeka povećava kontraste na slici
Tomogrami imaju lošiju rezoluciju nego planarne slike
PET: pozitronska emisijska tomografija
Slika se dobiva bez kolimatora, a projekcije trenutno
Pozitronski emiteri oslikavaju metaboličke procese

Što je nuklearna medicina

RADIOIZOTOPE KORISTIMO U DIJAGNOSTICI I TERAPIJI

Nuklearna medicina predstavlja niz dijagnostičkih i terapijskih postupaka u kojima se koriste radioizotopi. Dijagnostičke se metode dijele na laboratorijske, in-vitro pretrage i in-vivo snimanja raspodjele radioizotopa u tijelu. U in-vivo dijagnostici nužna je uporaba gama emitera, jer su gama zrake prodorne i mogu se detektirati izvan tijela. Za terapijske namjene pogodniji su beta emiteri, jer beta zrake imaju kratak doseg i mogu predati visoke radijacijske doze lokalno, bez oštećenja okolnog tkiva.

MALE DIJAGNOSTIČKE AKTIVNOSTI NE DJELUJU FIZIOLOŠKI

Naš je glavni interes radioizotopna dijagnostika. U dijagnostičkim se postupcima koriste vrlo male aktivnosti raznih radionuklida (oko 1 GBq), pa su im mase u pravilu manje od 1 μg (obrazložite tvrdnju koristeći jednadžbe 1.1. i podatke iz TABLICE 1). Takve male količine ne djeluju fiziološki, ali im je radijacija dovoljna za dijagnostičku informaciju.

Tc-99m: NAJKORIŠTENIJI RADIOIZOTOP U MEDICINI

Umjetni beta emiteri dobivaju se u nuklearnim reaktorima (beta-minus emiteri), odnosno čestičnim akceleratorima (beta-plus emiteri), o čemu smo već govorili. Oni su ujedno i sekundarni gama emiteri, dok se čisti gama emiteri dobivaju izoliranjem metastabilnog (relativno dugoživućeg) potomka od roditelja, najčešće beta emitera. U radionuklidnoj slikovnoj dijagnostici najčešće se koristi metastabilni gama emiter tehnecij-99m (Tc-99m), čije je vrijeme poluživota 6 sati. Indeks m označava da se radi o metastabilnom izotopu tehnecija-99, od kojeg se razlikuje samo po višku energije. Tc-99m potomak je reaktorskog proizvoda, molibdena-99. Mo-99 beta-minus raspadom postaje Tc-99m. Gama raspadom Tc-99m prelazi u Tc-99 (koji također nije stabilan, ali se tako sporo raspada da njegovu radijaciju možemo zanemariti). Prilikom tog raspada najčešće se emitira gama foton energije 140 keV. Prednosti Tc-99m su:

1. čisti je gama emiter, pa nema suvišnog beta zračenja,

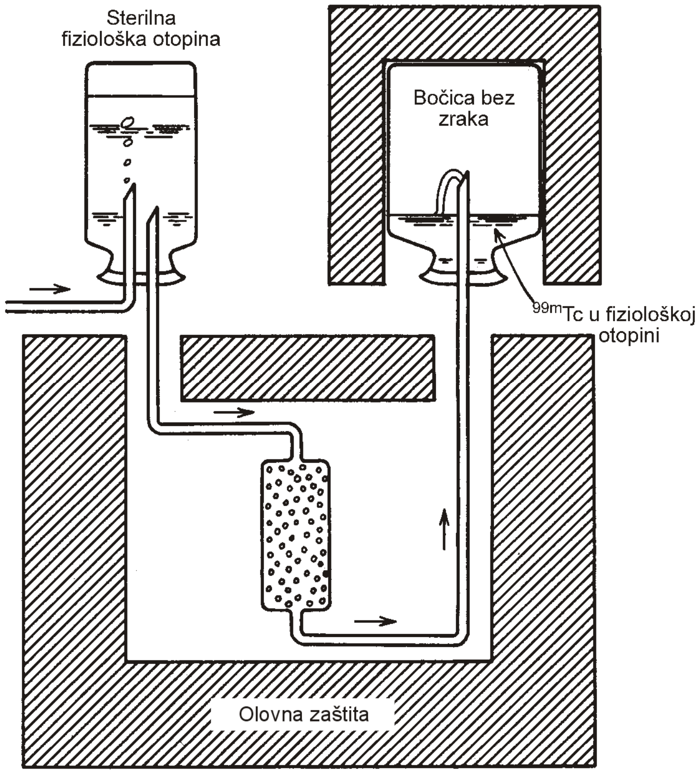
2. energija gama fotona je dovoljna da iziđe iz tijela, a nije prevelika za laku detekciju i zaštitu,

3. vrijeme poluživota dovoljno je dugo za pretrage, a nije predugo glede kasnijeg nepotrebnog ozračivanja ispitanika,

4. može se kemijski vezati za mnoge molekule,

5. relativno je jeftin.

Vrijeme poluživota Mo-99 je 2.5 dana. To omogućava da prosječna nuklearno medicinska ustanova kupnjom oko 3 GBq Mo-99 zadovolji tjednu potrebu za Tc-99m. Proizvod se naziva **(molibdensko)-tehnecijski generator**. Sastoji se od masivne olovne zaštite unutar koje je Mo-99 u obliku amonijevog molibdenata, adsorbiran na alumijiskoj koloni. Kada nam je potreban Tc-99m, koji se akumulira raspadom Mo-99, vodena otopina natrijevog klorida propusti se kroz kolonu, gdje se kloridni ioni zamjenjuju s pertehnetatnim. Tehnecij, u obliku pertehnetata (Tc-99mO_4^-) vakuumski se usiše u bočicu, koja se uklanja i raspodjeljuje u dnevne i pojedinačne doze (SLIKA 2.1).



SLIKA 2.1 Shema tehnecijskog generatora.

SCINTIGRAM JE SLIKA FUNKCIJE ORGANA

Za razliku od pravljenja morfoloških slika pomoću X zraka, koje izlaze iz vanjskog izvora i prolaze kroz tijelo, nuklearno medicinska slika odraz je fiziološke funkcije i stvaraju ju gama zrake koje izlaze iz tijela.

Nakupljanje radionuklida u dijelu tijela određeno je isključivo kemijskim i fizičkim svojstvima molekule koja sadrži radioaktivni atom. Tako se radioaktivni izotopi joda (J-131, J-123, J-125, kao i bilo koji drugi), nakupljaju u štitnjači, koja ih ne razlikuje od stabilnog joda (J-127).

U ovom je slučaju anion radioaktivnog joda **radioindikator**, radioizotop čije zračenje omogućava detekciju, ali ujedno i **radioobilježivač (radiofarmak)**, kemijski entitet koji se specifično nakuplja u dijelu tijela koje nas zanima.

Kada, međutim, ispitujemo bubrežni protok plazme, uporabit ćemo J-131, inkorporiran u molekulu orto-jod-hipurne kiseline (umjesto stabilnog joda). Tu je J-131 radioindikator, a cijeli kompleks orto-jod-131-hipurna kiselina radioobilježivač (koji se ponaša analogno para-jod-hipurnoj kiselini, poznatom markeru bubrežnog protoka plazme). Najčešće se radioaktivni atom pridoda stabilnom obilježivaču (nosaču), pri čemu se njegova svojstva neznatno promijene. U pravilu nuklearno medicinska ustanova nabavlja radioindikator (ili njegov generator), kojeg može vezati za niz raznih nosača, koji se nabavljaju zasebno.

Dakle najčešće je:

RADIOOBILJEŽIVAČ = RADIOINDIKATOR + NOSAČ

pri čemu svojstva nosača određuju lokalizaciju, a radioindikator omogućava registraciju u prostoru i vremenu.

Dijagnostički potencijali nuklearne medicine baziraju se na raznovrsnosti nosača, čiji se izbor stalno proširuje istraživanjima radio-farmaceutskih kompanija i znanstvenih ustanova. Obzirom da su dijagnostičke količine nosača nefiziološke, osim problema sinteze, ne postoje ograničenja neželjenih učinaka, kao kod lijekova.

Jedino se vodi računa o apsorbiranim radijacijskim dozama. Međutim u nuklearno-medicinskoj dijagnostici uporabljavaju se male aktivnosti kratko-živućih radionuklida. Posljedično su (kao i u radiološkoj dijagnostici) apsorbirane doze vezane samo s rizicima stohastičnih učinaka ionizirajućeg zračenja. Uzimajući u obzir koristi od dijagnostičkog postupka, ti su rizici prihvatljivi.

Mjerenja radioaktivnosti

REGISTRACIJA GAMA ZRAČENJA ZAHTIJEVA MASIVAN DETEKTOR

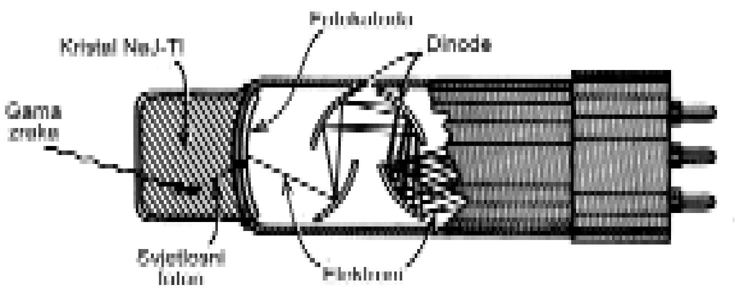
U nuklearnoj medicini radioaktivnost mjerimo u dvije svrhe: 1. određivanje koncentracije radionuklida (posredno: hormona ili drugih tvari vezanih za radionuklid) u uzorku tkiva i 2. snimanje rasporeda radionuklida u tijelu. Zbog velike probojnosti gama zraka u oba je slučaja potreban masivan detektor.

Dok će X zraka ostaviti točkasti trag na tankom filmu, za učinkovitu registraciju gama zrake koristi se nekoliko centimetara debeli sloj teškog apsorbera. Zato je na slikama dobivenim pomoću gama zraka razlučivanje detalja relativno slabo.

→ *Nužnost uporabe masivnog detektora bitno ograničava nuklearno medicinsku slikovnu dijagnostiku*

GAMA ZRAKE DETEKTIRAJU SE PRETVORBOM U VIDLJIVO SVJETLO

Kada neki materijali apsorbiraju ionizirajuće zračenje, dio apsorbirane energije pobudi atome sredstva u viša energijska stanja, iz kojih se vraćaju emisijom vidljive svjetlosti. Pojava se zove **luminiscensija**, bljeskovi emitirane svjetlosti **scintilacije**, a materijali koji scintiliraju **scintilatori** (ili fosfori). Zbog toga se slike dobivene korištenjem scintilacijskih detektora nazivaju **scintigrami**. Intenzitet i trajanje pojedinačne scintilacije premali su za rutinsku detekciju. Stoga se koriste pojačivači, tzv. **fotomultiplikatorske cijevi**. Scintilator i fotomultiplikatorska cijev zajedno čine scintilacijski brojač (SLIKA 2.2).



SLIKA 2.2 Nakon apsorpcije gama zrake u scintilatoru, stvaraju se svjetlosni fotoni za koje je scintilator propustan. Zato jedan dio te svjetlosti dolazi do pozadine scintilatora na kojeg je priljepljena fotokatoda. Svjetlosni fotoni na fotokatodi oslobađaju foto-elektrone. Taj se primarni električni signal potom jako povećava (10^5 do 10^8 puta) na način da se elektroni ubrzavaju i usmjeravaju prema dinodama na sukcesivno većim potencijalima. Na svakoj sljedećoj dinodi jedan elektron izbije desetak novih, sekundarnih elektrona.

SCINTILACIJSKI BROJAČI MOGU MJERITI ENERGIJU GAMA ZRAKE

Dio energije koju gama zraka ostavlja u scintilatoru, a koji se kasnije vraća u obliku scintilacija, gotovo je neovisan o energiji gama zrake. Zbog toga i zbog konstantnog pojačanja u fotomultiplikatorkoj cijevi izlazni električni puls proporcionalan je energiji apsorbirane gama zrake. Ta činjenica omogućava:

1. uporabu scintilacijskih brojača kao dozimetara i

2. mogućnost odabiranja samo onih događaja koji rezultiraju pulsom određene veličine, tj. **spektralnu analizu**.

U potonjem je slučaju nužna uporaba elektroničkog sklopa koji se zove **diskriminator veličine pulsa**. Njegova je funkcija da propušta samo one pulseve čija je veličina (napon) u tzv. prozoru, iznad donjeg, a ispod gornjeg praga prozora. Na taj način možemo izdvojeno registrirati samo jedan u smjesi više radionuklida i, što je još važnije, izdvajati razne načine apsorpcije game zrake.

Foton apsorbiran foto-efektom ostavit će veću energiju u scintilatoru od fotona koji je doživio Comptonovo raspršenje. Višestruka Comptonova raspršenja ostavljaju razmazani, prostorno slabo definirani trag u apsorberu. Uklanjanje registracije tih događaja (putem propuštanja samo onih pulseva koji su posljedica foto-efekta) znatno poboljšava rezoluciju scintigrama.

KRISTAL NATRIJEVOG JODIDA: NAJČEŠĆI DETEKTOR GAMA ZRAKA

Najpogodniji scintilator je kristal natrijevog jodida aktiviran s oko 5 % talijevog jodida (NaJ-Tl). Dodatak talija omogućava scintilacije pri sobnim temperaturama. Prednosti kristala NaJ-Tl su:

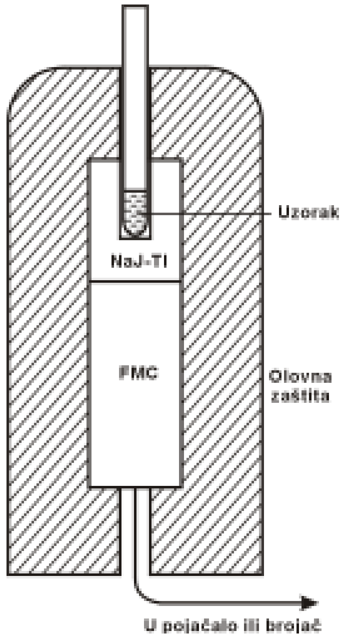
1. velika osjetljivost detekcije gama zrake, zbog velike gustoće i visokog atomskog broja joda,

2. relativno visoka učinkovitost konverzije energije gama zrake u svjetlost (oko 10 %) i

3. kratko vrijeme pojedinačne scintilacije omogućava da se bez gušenja registriraju visoki izbroji (veći od 10^4 u sekundi).

Naravno, gama zrake se mogu detektirati i drugim vrstama detektora, kao što se kristal NaJ-Tl može koristiti i za registraciju ostalih ionizirajućih zračenja.

Kada se kristal NaJ-Tl koristi u in-vitro dijagnostici najčešće je u obliku tzv. **brojača s rupom** (*well counter*). Uzorak se postavlja u šupljinu u sredini kristala, koji ga gotovo potpuno okružuje. Time se maksimalizira osjetljivost mjerenja (SLIKA 2.3), dok se pozadinsko zračenje smanjuje masivnom olovnom zaštitom.



SLIKA 2.3 Brojač s rupom sastoji se od šupljeg kristala NaJ-Tl, fotomultiplikatorske cijevi (FMC) s pripadajućom elektronikom i masivne olovne zaštite koja apsorbira vanjska zračenja.

RIA: METODA TOČNOG MJERENJA VRLO NISKIH KONCENTRACIJA

Dvije su vrste nuklearno-medicinskih in-vitro pretraga. Najvažnija je **radioimunoesej (RIA)**. RIA metodom moguće je točno izmjeriti vrlo niske koncentracije hormona, lijekova i drugih tvari, koje nije moguće registrirati standardnom laboratorijskom dijagnostikom. Metoda se zasniva na obilježavanju ispitivane tvari (ili njenog antitijela) radionuklidom. Komponenta poznate aktivnosti pomiješa se sa stabilnim komplementom. Kompleksa antigen-antitijelo bit će tim više što je veća koncentracija antigena (ispitivane tvari). Visoka osjetljivost RIA metode rezultat je dva čimbenika:

1. visoke osjetljivosti registracije gama zračenja (sjetimo se da je moguće detektirati pojedinačne game zrake) i

2. visoke specifičnosti reakcije antigen-antitijelo.

VOLUMENE TJELESNIH TEKUĆINA MJERIMO POMOĆU RAZRJEĐENJA RADIONDIKATORA

Volumene tjelesnih tekućina možemo procijeniti iz razrjeđenja intravaskularno injiciranog radioindikatora. Naprimjer, ispitaniku injiciramo 9 MBq Tc-99m, vezanog za humani serum albumin, u fiziološkoj otopini volumena 1 ml. Nakon nekoliko minuta taj će se radioobilježivač jednoliko razrijediti u volumenu plazme. Potom ispitaniku uzmemo uzorak krvi, odvojimo 1 ml plazme i izmjerimo njegovu

radioaktivnost. Uzmimo da je rezultat 3 kBq. To znači da se 1 ml injektata razrijedio u 3000 puta većom volumenu (9 MBq:3 kBq=3000), tj. da je volumen plazme našeg ispitanika 3 litre. Na sličan način, korištenjem radioindikatora koji se veže za eritrocite (Cr-51), možemo procijeniti ukupan volumen eritrocita. Također, ako je volumen distribucije radioindikatora ukupan volumen vode u tijelu (kao što je to u slučaju tricija), moguće je procijeniti i taj fiziološki parametar.

Prednost korištenja radioindikatora pred drugim, neradioaktivnim indikatorima jest visoka osjetljivost detekcije ionizirajućeg zračenja. Koristeći male količine radioaktivne tvari, izbjegavamo alergijske reakcije i druge neželjene posljedice.

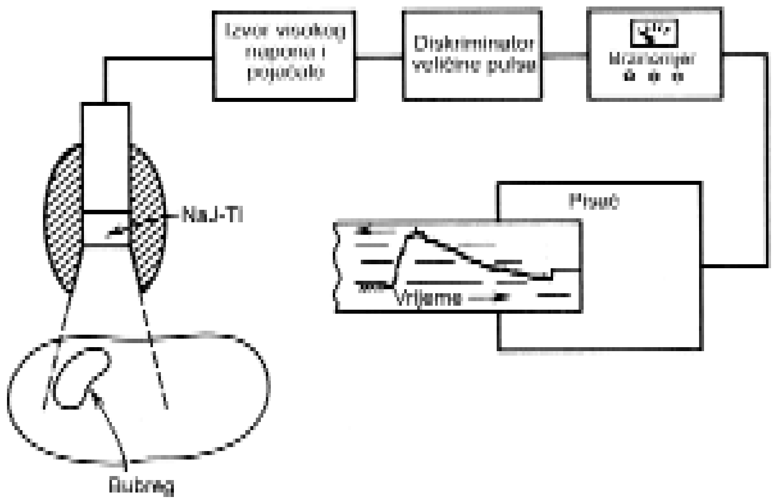
KOLIMATOROM IZABIREMO ZRAČENJE IZ DIJELA TIJELA

U nuklearno-medicinskoj in-vivo dijagnostici mjerimo zračenja iz tijela ispitanika. Najčešće je radionuklid prostorno raspršen (npr. u krvi i u bubrezima), dok nas zanima zračenje iz samo jednog dijela tijela (npr. bubrega). U tu svrhu koristimo tzv. **otvoreni kolimator** gama zraka. Čini ga debeli plašt olova koji apsorbira sve gama fotone izvan vidnog polja, definiranog njegovom šupljinom (SLIKA 2.4).

RADIOHISTOGRAM JE GRAF FUNKCIJE ORGANA

Ako na izlaz sustava kolimiranog scintilacijskog brojača priključimo pisač, možemo registrirati vremenske promjene radioaktivnosti (koja je proporcionalna količini radioindikatora/radioobilježivača) unutar vidnog polja kolimatora (SLIKA 2.4), tzv. **radiohistogram**. U praksi se koriste radioobilježivači čiji transport kroz neki organ ukazuje na njegovu funkciju.

→ *Radiohistogram je graf koji prikazuje kako se u vremenu mijenja količina radioobilježivača u određenom organu ili njegovom dijelu.*

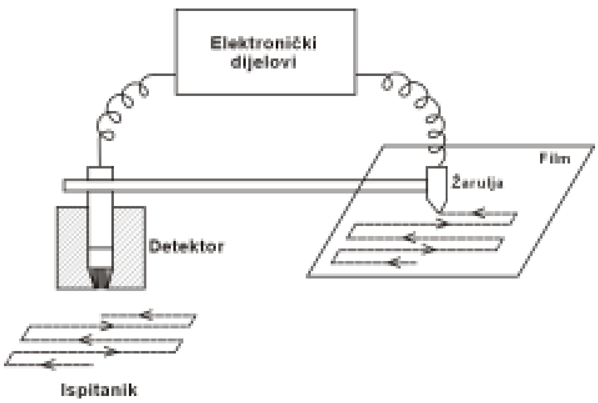


SLIKA 2.4 Dijelovi uređaja koji snima bubrežni radiohistogram – renogram. Obično dva takva sustava mjere funkciju oba bubrega istodobno.

Snimanja raspodjele radioaktivnosti

SKENER STVARA SCINTIGRAM POSTEPENIM PRETRAŽIVANJEM

U još zahtjevnijoj primjeni, kada želimo napraviti sliku distribucije radionuklida (npr. scintigram štitnjače), potrebno je da na dio osjetljivog medija (scintilacijskog kristala) pada zračenje iz samo jednog, malog volumena štitinjače. Jezgre radioizotopa koji se nalazi posvuda u štitnjači zrače u svim smjerovima. Stoga se koristi tzv. **fokusirajući kolimator** koji priječi put svim gama zrakama izvan malog volumena u svom fokusu (SLIKA 2.5). Slika cijelog organa može se dobiti tako da detektor s fokusirajućim kolimatorom polako prelazi preko područja iznad organa. Istodobno se fotografski film osvjetljuje pokretnim izvorom, čije je gibanje mehanički povezano s detektorom. Intenzitet svjetla proporcionalan je učestalosti registracije scintilacijskog brojača, dakle i količini radioobilježivača u trenutnom fokusu kolimatora. Takav se detekcijski sustav naziva **skener**.

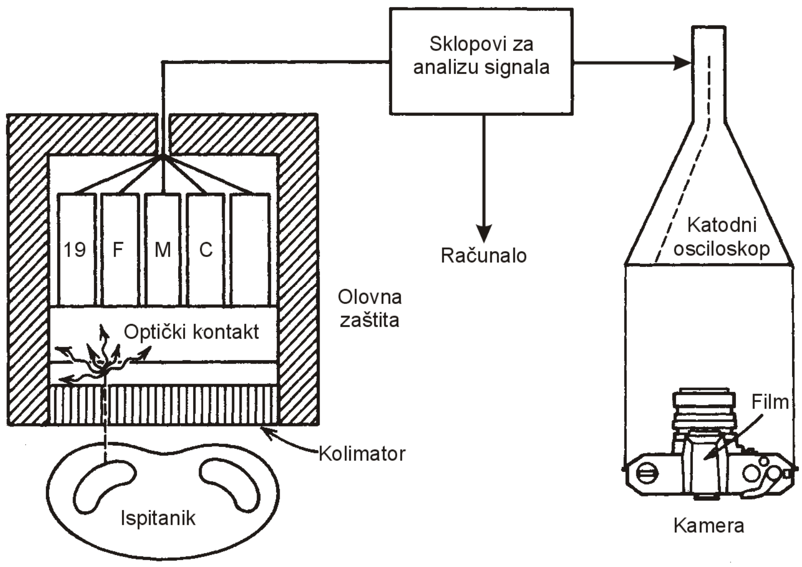


SLIKA 2.5 Principijelna shema skenera

Scintigram dobiven skenerom dvodimenzionalni je prikaz gustoće radioobilježivača u sloju tijela definiranom dubinom fokusa kolimatora. Uporaba fokusirajućeg kolimatora drastično smanjuje osjetljivost mjerenja (u usporedbi s otvorenim kolimatorom) i relativno slabu rezoluciju, jer mu fokus nije točka, već konačan volumen. Stvaranje slike postepenim pretraživanjem je sporo, te je mogućnost registracije vremenskih promjena isključena. Zbog svega toga se skener danas više ne koristi.

GAMA KAMERA STVARA SCINTIGRAME TRENUTNO

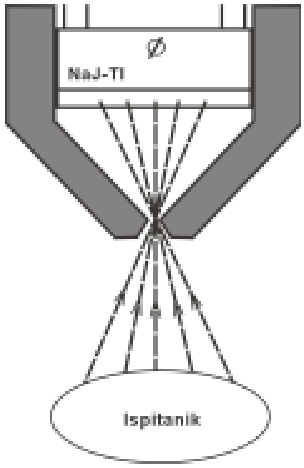
Revolucija u nuklearno-medicinskoj dijagnostici dogodila se konstrukcijom tzv. **gama kamere**. Sastoji se od oko 40 cm velikog kristala NaJ-Tl, ispred kojeg je najčešće tzv. **paralelni kolimator**. Radi se o nekoliko centimetara debeloj olovnoj ploči s tisućama izbušenih, uskih kanalića (promjera reda veličine milimetra), postavljenih okomito na površinu kristala. Na taj se način omogućava da gama zraka koju apsorbira određeni dio kristala potiče od izvora upravo ispod njega. Još je potrebno locirati mjesto pojedinih scintilacija. Zbog toga je na poleđini kristala (debelog oko 1 cm) nalijepljeno nekoliko desetaka (do 75) fotomultiplikatorskih cijevi. Pojedina će scintilacija obasjati više fotokatoda, ali najviše one najbliže. Mjesto scintilacije elektronički se određuje iz raspodjele izlaznih veličina pojedinih fotomultiplikatorskih cijevi (SLIKA 2.6).



SLIKA 2.6 Komponente gama kamere. Detektor i fotomultiplikatorske cijevi (FMC) su unutar olovne zaštite. Scintilacija u kristalu uzrokuje najjači signal u najbližoj FMC. Sklopovi za analizu signala određuju (x,y) poziciju scintilacije i pobuđuju stvarnje svijetle točke na zaslonu katodnog osciloskopa. Ista se informacija paralelno prenosi i u memoriju računala.

Za razliku od skenerskog postepenog pretraživanja, gama kamera je u svakom trenutku osjetljiva na cijelo područje ispod kristala. Time je otvorena mogućnost praćenja brzih promjena, tj. kinetike radioobilježivača.

Za snimanja malih organa (najčešće štitnjače) koriste se posebni, tzv. pinhole kolimatori, koji na principu tamne komore stvaraju uvećanu, obrnutu sliku u ravnini kristala (SLIKA 2.7).



SLIKA 2.7 Prvobitna gama kamera imala je pinhole kolimator, koji se i danas koristi za snimanja malih organa ili dijelova organa

SCINTIGRAM SE MOŽE PRIKAZATI TABLICOM BROJEVA

Konačna se slika gama kamere dobiva na dva načina:

1. analogna slika, na način da se mjesto scintilacije projicira na zaslon katodnog osciloskopa i tako osvijetli fotografski film i

2. digitalna slika, na način da se pozicija i učestalost scintilacija pohrani u memoriju računala u obliku matrice (tipično 64x64).

Bitna je prednost digitalne slike što predstavlja kvantitativnu informaciju, podložnu naknadnoj analizi. Rezultat tih analiza su dijagnostika i kvantifikacija morfoloških i fizioloških parametara, poput: kaviteta srčanih šupljina, postojanja i veličine intrakardijalnih šantova, valvularnih insuficijencija, veziko-ureteralnih refluksa, protoka krvi kroz bubrege i njihove filtracijske frakcije, itd.

Liječnik specijalista nuklearne medicine samo dio vremena vizulno analizira scintigrame, jer često pretežu kvantitativne analize na računalu.

FUNKCIONALNOST I KVANTITATIVNOST: ODLIKE SCINTIGRAMA

Dakle, iako scintigram dobiven gama kamerom nema rezoluciju usporedivu s ostalim slikovnim dijagnostikama (ultrazvuk, radiološka dijagnostika, magnetna rezonancijaa), jedinstvene su prednosti scintigrama:

- funkcionalni aspekt (nakupljanje radioobilježivača ovisi o funkciji) i
- kvantitativnost (slika se može prikazati kao tablica brojeva)

DVA ČIMBENIKA PREDNOSTI I MANA SCINTIGRAMA

Rezimirajući, dvije činjenice na kojima počiva nuklearno-medicinska slikovna dijagnostika su:

1. ogromna energija pojedine gama zrake i
2. prostorna raširenost izvora gama zraka.

Na njima počivaju sve usporedne prednosti i mane te dijagnostike. Dobra strana velike energije pojedine gama zrake jest izvanredna osjetljivost registracije gama zračenja. Loša je strana velike energije gama zrake nužnost uporabe masivnog detektora, što kvari rezoluciju slike. Prostorna raširenost izvora gama zračenja temelj je koji određuje sadržaj scintigrama, jer distribucija radioobilježivača ukazuje na fiziološke funkcije. Loša je posljedica prostorne raširenosti gama emitera nužnost kolimacije.

Pored uporabe masivnog detektora, nužnost kolimacije drugi je, još presudniji čimbenik koji ograničava rezoluciju scintigrama. Kolimacija ima za posljedicu i drastično smanjenje osjetljivosti registracije gama zračenja u postupku snimanja scintigrama. Tako je dio gama fotona koje apsorbira kolimator nekoliko tisuća puta veći od ostatka koji prolazi kroz njegove kanaliće. Ipak, unatoč tim gubicima, velika intrinzična osjetljivost registracije gama zračenja omogućava da male, nefiziološke količine radioobilježivača u djelićima sekunde stvaraju dijagnostički korisne scintigrame.

SCINTIGRAFSKI SU UOČLJIVIJE TOPLE NEGO HLADNE LEZIJE

Patološki promijenjeno nakupljanje radioobilježivača u dijelu organa nazivamo lezijom. Lezija može biti “topla” ili “hladna”, ako je radioobilježivača više, odnosno manje nego normalno. Drugim riječima, lezija se prikazuje nenormalno kontrastno prema okolini. Ako je lezija hladna maksimalni kontrast je kada u njoj uopće nema radioobilježivačau i dan je (normalnim) nakupljanjem radioobilježivača u okolnom tkivu. Kontrast tople lezije može biti puno veći. U ekstremnom primjeru hiperfunkcionalni čvor u štitnjači može pokupiti sav radioobilježivač, te se okolno tkivo scintigrafski uopće ne prikazuje. Posljedično je uočjivost hladnih lezija u principu manja, osobito ako je lezija mala. Mala hladna lezija teško je scintigrafski uočljiva zbog relativno slabe rezolucije detekcijskog sustava, jer ju “prekriva” aktivnost susjednog tkiva.

Dakle, uočljivost lezije na scintigramu prvenstveno ovisi o njenom kontrastu prema okolišu, pri čemu se tople lezije mogu prikazati kontrastnije nego hladne. Nadalje se uočljivost poboljšava s veličinom lezije, dok je za male lezije bitna i sposobnost razdvajanja detalja (rezolucija) detekcijskog sustava.

Digitalnu sliku moguće je kompjuterski manipulirati tako da se vizualni kontrasti povećaju. Osim toga, scintigrame je moguće analizirati kao tablice brojeva, te detekciju lezije prepustiti numeričkim algoritmima, tj. računalu. Time je moguće

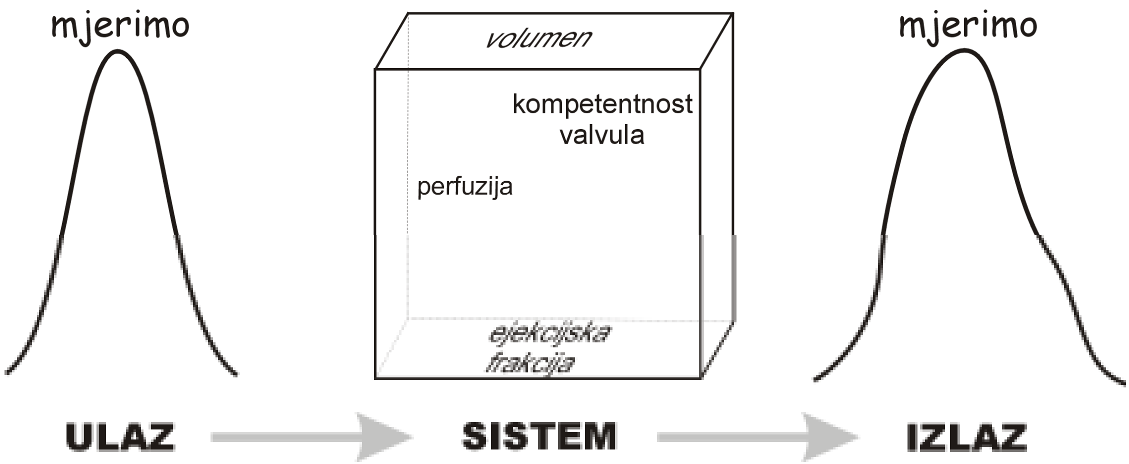
zaobići neka ograničenja vizualne analize, ali i generirati lažne informacije (artefakte). Stoga su neki liječnici skeptični prema onome što ne vide golim okom.

KINETIKA RADIOOBILJEŽIVAČA: MJERA FUNKCIJSKIH PARAMETARA

Ako radioobilježivač prolazi kroz bubrege, njegova će se količina u njima mijenjati, ovisno o načinu apsorpcije (filtracija, sekrecija ili oboje), eventualnoj reapsorpciji, dinamici tubulskog prolaza, prohodnosti kanalnog sustava, ukratko o bubrežnoj funkciji. Slično vrijedi i za dinamiku prolaza radioobilježivača kroz vaskularne prostore pluća i srca, kao i za druge organe čija funkcija ima upliva u kinetiku radioobilježivača.

Tri su moguće faze kinetike radioobilježivača: 1. prijenos do organa (transport), 2. smještaj u organu (lokalizacija) i 3. izlučivanje iz organa ili tijela.

Nakon intravenskog uvođenja radioobilježivač biva konvektivno nošen krvlju, uz veću ili manju difuziju u ekstracelularnu tekućinu. Tzv. intravaskularni (krvni) indikatori ostaju u krvožilnom sustavu, ili zanemarivo difundiraju izvan njega tijekom pretrage. Obzirom da ih krv konvektivno nosi, kinetika krvnih indikatora rezultat je hemodinamskih parametara. Na scintigramima dobivenim pomoću gama kamere moguće je identificirati dijelove pluća i srčanih šupljina. Radiohistogrami tih područja ulazni su podaci, iz kojih računalski programi (često bazirani na složenim matematičkim analizama) procjenjuju hemodinamske parametre, poput srčanog minutnog volumena, volumena krvi u plućima, ejekcijske i regurgitantne frakcije lijeve klijetke, veličine lijevo-desnog šanta, parametara dijastoličke funkcije, itd. (SLIKA 2.8).



SLIKA 2.8 Sistem modificira ulaz ovisno o svojim svojstvima. Mjereći ulaz i izlaz zaključujemo na svojstva sistema.

U drugim slučajevima koristimo radioobilježivače koji izlaze iz krvi i specifično se nakupljaju u određenom organu. Tipične mehanizme njihove lokalizacije prikazuje TABLICA 2.1.

TABLICA 2.1 Primjeri lokalizacije radioobilježivača

Mehanizam	**Organ**	**Radioobilježivač**
aktivni transport	štitnjača	J-131
aktivni transport	bubreg	orto-J-131-hipurna kiselina
aktivni transport	miokard	Tl-201
kapilarna blokada	pluća	Tc-99m-makroagregat
filtracija	bubreg	Tc-99m-dietilen-triamin-pentooctena kiselina
razrjeđenje	krv	Tc-99m-humani serum albumin
fagocitoza	jetra	Tc-99m-sumporni koloid
sekvestracija	slezena	Tc-99m-sumporni koloid

Najčešće se radioobilježivači izlučuju putem bubrega i (ili) jetre, bili promijenjeni ili ne, ovisno o metabolizmu nosača.

EFEKTIVNI POLUŽIVOT: ODREDNIK RADIJACIJSKE DOZE ZBOG UNESENOG RADIONUKLIDA

Često je brzina izlučivanja obilježivača proporcionalna njegovoj koncentraciji u plazmi. Tako se iz organizma izlučuju mnogi lijekovi i druge egzogene tvari, koje se u krv unesu trenutno (bolusno). U tom se slučaju količina obilježivača u tijelu ekponencijalno smanjuje u nulu brzinom koju zovemo **konstanta biološkog izlučivanja** (λ_B). U to se možemo uvjeriti uočavajući analogiju sa zakonom radioaktivnog raspada (jednadžbe 1.1. i 1.2). Shodno se definira i **biološki poluživot** $(T_{1/2})_B$:

$$(T_{1/2})_B = ln(2)/\lambda_B$$

Ako se radio o radioobilježivaču, njegova će se količina smanjivati još brže, brzinom koja je zbroj konstante biološkog izlučivanja i konstante raspada radioindikatora, λ. Tu veličinu zovemo **konstanta efektivnog izlučivanja** (λ_{EF}).

Dakle, vrijedi:

$$\lambda_{EF} = \lambda_B + \lambda$$

te se, analogno jednadžbi 1.2., početna aktivnost radioobilježivača u tijelu (A_0) u vremenu smanjuje po jednadžbi:

$$A(t) = A_0 \, exp(-\lambda_{EF} \, t)$$

gdje smo, zbog preglednosti, umjesto broja *e*, koristili simbol *exp*.

Pored konstante efektivnog izlučivanja koristi se i inverzna veličina, **efektivni poluživot** $(T_{1/2})_{EF}$:

$$(T_{1/2})_{EF} = ln(2)/\lambda_{EF}$$

Uvažavajući da je (fizikalni) poluživot radioindikatora, $T_{1/2}$ inverzno proporcionalan konstanti raspada, λ, kombinacijom gornje dvije jednadžbe dobivamo:

$$(T_{1/2})_{EF} = T_{1/2}\,(T_{1/2})_B \,/ (\,T_{1/2} + (T_{1/2})_B)$$

Slijedi da je efektivni poluživot radioobilježivača uvijek manji od oba, njegovog biološkog poluživota i fizikalnog poluživota radionuklida koji je indikator:

$$T_{1/2} > (T_{1/2})_{EF} < (T_{1/2})_B$$

ZADATAK 1. Izračunajte efektivni poluživot aniona J-131 u tijelu, ako znamo da je biološki poluživot aniona joda 15 dana, dok je poluživot radionuklida 8 dana. Kako objašnjavate relativno dug biološki poluživot aniona joda, pored činjenice da se isti izlučuje putem bubrega glomerulskom filtracijom, bez reapsorpcije (sjetite se fiziološke funkcije joda).

Smanjivanje količine radioobilježivača koji se praktički ne raspada isključivo je posljedica biološke eliminacije. Isto tako, ako se radioobilježivač inkorporira u tijelu (kao npr. radioaktivni izotop stroncija u kostima), njegovo je nestajanje isključivo posljedica radioaktivnog raspada.

ZADATAK 2. Pokažite da iz gornje jednadžbe slijedi: ako je fizikalni poluživot puno veći od biološkog, efektivni poluživot praktički je jednak biološkom poluživotu, i obrnuto. Izračunajte efektivni poluživot orto-jod-131-hipurne kiseline, ako se (zanemarujući fizikalni raspad) pola kompleksa izluči u urin za 1 sat.

Naravno, nakon radioaktivnog raspada radioobilježivač ne nestaje iz tijela, već se jezgra njegovog radioindikatora zamijeni s jezgrom kćerkom. Ako jezgra kćer nije radioaktivna, sa stajališta apsorbirane radijacijske doze, sve je isto kao i da radioobilježivač raspadom radioindikatora nestaje iz tijela. U tom je slučaju apsorbirana radijacijska doza zbog unosa radioobilježivača proporcionalna njegovom efektivnom poluživotu. Naravno, ta je doza također proporcionalna unesenoj aktivnosti radionuklida, te ovisi i o načinu i energijama njegovog raspada.

Ako nas zanimaju posljedice unošenja radioaktivnog materijala u tijelo (zbog kontaminacije ili, namjerno, u sklopu dijagnostičkog postupka), najvažnije je znati koliki je efektivni poluživot radioaktivnog entiteta. To je stoga jer se u praksi njegove vrijednosti kreću u rasponu od nekoliko sekundi do tisuća godina, dok drugi čimbenici (aktivnost, vrste i energije raspada) variraju manje.

U slučaju dijagnostičkih radioobilježivača unesene aktivnosti moraju biti dostatne za dobivanje kvalitetnih slika. U drugu ruku, koriste se samo oni kompleksi koji imaju relativno kratke biološke i fizikalne poluživote. Zbog toga su apsorbirane radijacijske doze prihvatljive (imaju povoljan omjer cijena/dobitak) i, kako smo već spominjali, povezane su samo s rizicima stohastičnih učinaka ionizirajućeg zračenja (TABLICA 2.2).

Tablica 2.2 Apsorbirane doze u slučaju uobičajenih nuklearno-medicinskh postupaka

Postupak	**Radioobilježivač**	**Aktivnost**	**Doza u kritičnom organu (Gy)**[a]	**Doza u gonadama (mGy)**
Scintigrafija mozga	^{99m}Tc pertehnetat	500 MBq (~ 15 mCi)	Crijeva, 0.02	4
Scintigrafija jetre	^{99m}Tc sumporni koloid	150 MBq (~ 4 mCi)	Jetra, 0.02	0.85
Scintigrafija pluća	^{99m}Tc makroagregirani	100 MBq (~ 3 mCi)	Pluća, 0.009	0.3
Scintigrafija kostiju	^{99m}Tc pirofosfat	500 MBq (~ 15 mCi)	Mjehur, 0.06	4
Renogram	^{131}I hipurna kiselina	8 M Bq (~ 200 µCi)	Mjehur, 0.02	0.2
Mjerenje funkcije štitnjače	^{131}I natrijev jodid	300 kBq (~ 8 µCi)	Štitnjača, 0.08	0.6
Scintigrafija štitnjače	^{99m}Tc pertehnetat	150 MBq (~ 4 mCi)	Crijeva, 0.01	0.8

[a] kritični organ je onaj u kojem je apsorbirana doza najveća

Slojevita snimanja

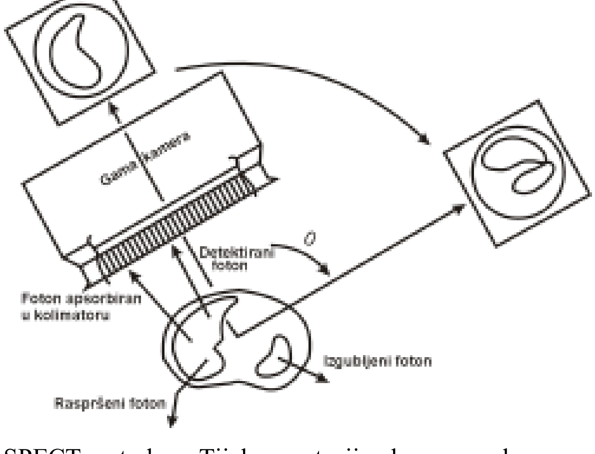
SPECT: JEDNOFOTONSKA EMISIJSKA RAČUNALNA TOMOGRAFIJA

Podsjetimo se da su scintigrami dobiveni gama kamerom planarne projekcije trodimenzionalne raspodjele radioobilježivača. Aktivnosti iznad i ispod superponiraju se s aktivnostima iz područja koje nas interesira. Te aktivnosti možemo smatrati **biološkim šumom**, koji smanjuje uočljivost lezija i povećava pogreške u numeričkim analizama scintigrama.

Zbog toga su razvijene metode dobivanja slika tankih slojeva tijela. To su tzv. **tomografije** (grčki: *tomos*- režanj i *grafein*- pišem), dok se slika sloja (presjeka) tijela tove **tomogram**. Jedna od dviju takvih nuklearno-medicinskih metoda je **jedno-fotonska emisijska računalna tomografija (SPECT**, od engleski: Single Photon Emission Computed Tomography). Atribut "jednofotonska" razlikuje ovu metodu od pozitronske tomografije, gdje se koristi fotonski par, o čemu ćemo još govoriti. Atribut "emisijska" naglašava da je izvor zračenja u tijelu, nasuprot transmisijskoj radiološkoj tomografiji, gdje je izvor zračenja izvan tijela.

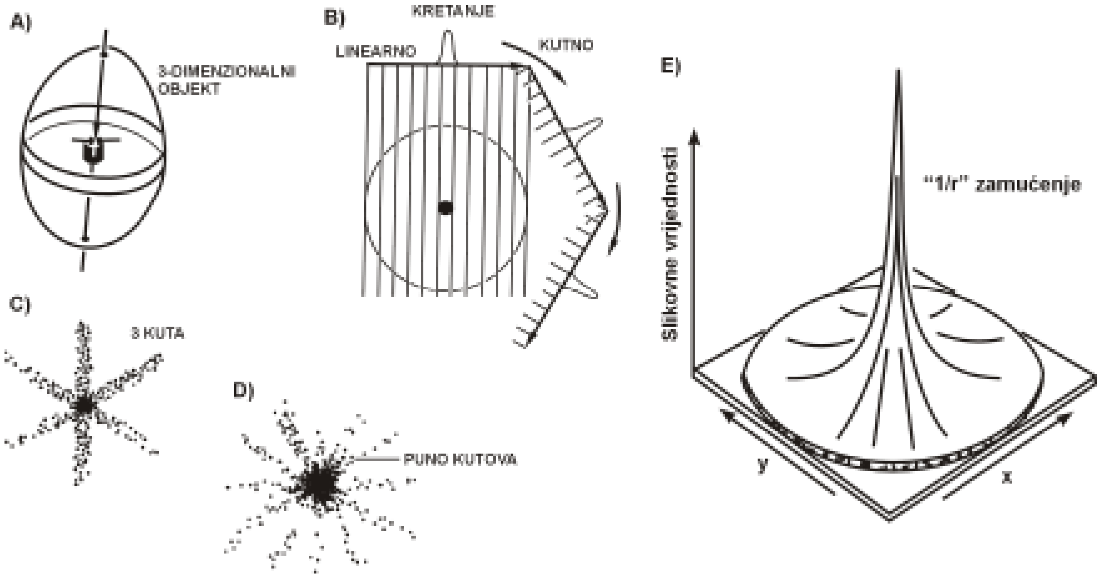
SNIMANJE IZ VIŠE KUTOVA OMOGUĆAVA IZDVAJANJE PRESJEKA

U SPECT-u se koristi gama kamera, kao i u običnoj, planarnoj scintigrafiji. Međutim, kamera nije stacionarna, već rotira oko tijela ispitanika. Scintigrami koji se pri tome snimaju nisu konačne slike, već samo ulazni podaci iz kojih računalo rekonstruira slike presjeka tijela. Obično se radi o slojevima u ravnini koja je okomita na dugu os tijela (frontalna), oko koje rotira detektor (SLIKA 2.10).



SLIKA 2.9 Snimanje SPECT metodom. Tijekom rotacije glave gama kamere oko ispitanika dobivaju se dvodimenzionalni scintigrami, iz kojih računalo rekonstruira slike presjeka tijela.

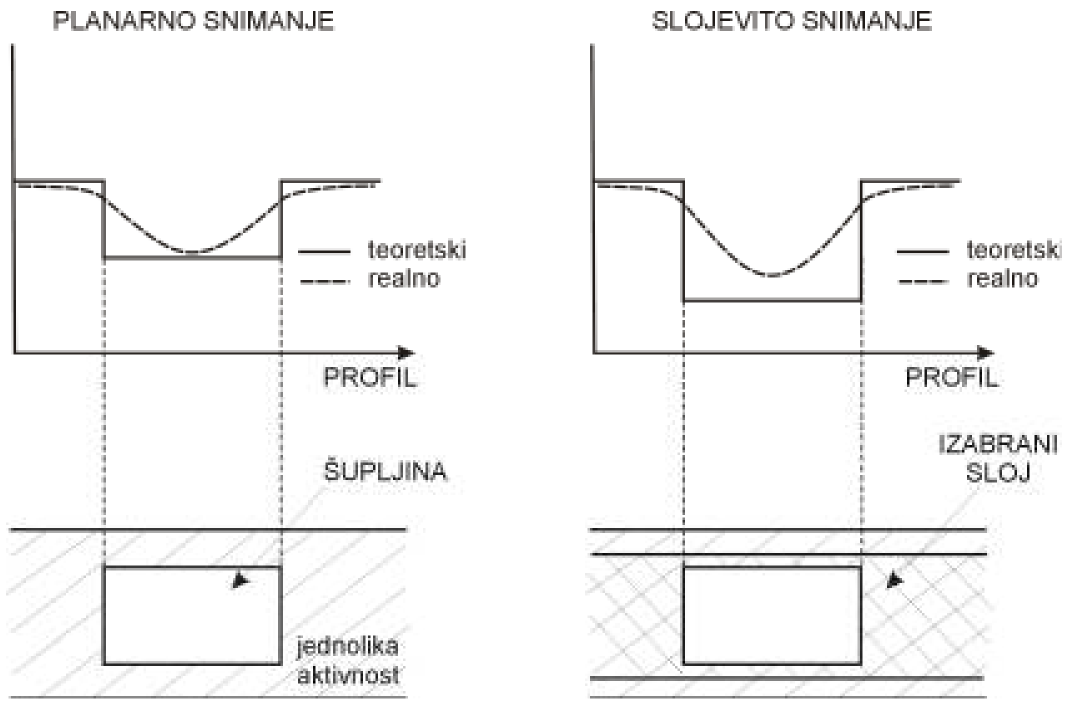
Scintigram dobiven iz jedne projekcije možemo smatrati skupom paralelnih traka, tzv. profila aktivnosti (SLIKA 2.11). Pojedini profil prikazuju kako se u jednoj dimenziji mijenja prosječna gustoća radioobilježivača u stupcima tijela koji se nalaze okomito ispod trake. Nas, međutim, zanima dubinska raspodjela aktivnosti u pojedinom stupcu, ne samo sumarna informacija. Izdavajanjem određene dubine stupaca dobili bismo sliku presjeka tijela, tj. treću dimenziju raspodjele radioobilježivača. To je moguće koristeći profile dobivene iz raznih kutova, tj. položaja detektora, koji rotira oko duge osi tijela (SLIKA 2.10).



SLIKA 2.10 Principi rekonstrukcijskog algoritma "unazadnog projiciranja" (*back-projection*). Nepoznati objekt (A) zbog jednostavnosti sadrži samo jedan točkasti izvor aktivnosti. Profili aktivnosti snimaju se iz nekoliko kutova oko objekta (B). Unazadnim projiciranjem svakoj točki određenog profila pridajemo dubinski jednoliku raspodjelu aktivnosti, proporcionalne gustoće. Te se jednolike raspodjele potom superponiraju, pri čemu je aproksimacija sve točnija, što je broj projekcija veći (C i D). Međutim, i u slučaju neizmjernog broja projekcija preostaje tzv. rezidualno zamućenje, koje sliči na funkciju 1/r, gdje je r udaljenost od izvora do detektora (E). Uzrok je konačna rezolucija detektorskog sustava, gdje, kao što se vidi na gornjem primjeru samo jedne točke, profili nisu tanke crte, već krivulje određene širine. Zbog toga rekonstruirana slika točke nije točka, već je prostorno razmrljana, s najjačim intenzitetom u sredini, koji opada prema periferiji.

IZDVAJANJE PRESJEKA POVEĆAVA KONTRASTE

Lezija duboko ispod površine tijela teško će se uočiti na planarnom scintigramu, čak ako je gustoća radioobilježivača u njoj jako različita od okolnog tkiva (puno veća ili puno manja, ovisno o tipu lezije). Naime, biološki šum raste s volumenom tkiva iznad i ispod lezije, pa je, u tom slučaju, uvijek značajan. Izdvanjem tomograma u kojem je lezija povećava kontrast lezija-okoliš, čime se njena uočljivost bitno poboljšava (SLIKA 2.11).



SLIKA 2.11 Utjecaj izdvajanja sloja na kontrast lezije prema okolišu.

TOMOGRAMI IMAJU LOŠIJU REZOLUCIJU NEGO PLANARNE SLIKE

Konačna rezolucija scintigrama (moć razdvajanja bliskih detalja) ovisi o tome kolika je prostorna raširenost slike točkastog izvora. Ta je raširenost u idealnim uvjetima tek nešto manja od jednog centimetra, prvenstveno zbog nužnosti kolimacije i masivnog detektora, te zbog pogrešaka lokalizacije scintilacija.

Tomogram nastaje matematičkom analizom stotinjak scintigrama. Rekonstrukcijski algoritam nije savršen zbog problema vezanih s prigušenjem gama zračenja u tijelu ispitanika. Osim toga su ulazni podaci samo konačan broj, statistički ograničenih scintigrama. Zbog toga je rezolucija tomograma, kao

deriviranog rezultata, lošija je od rezolucije osnovnog podatka, planarnog scintigrama.

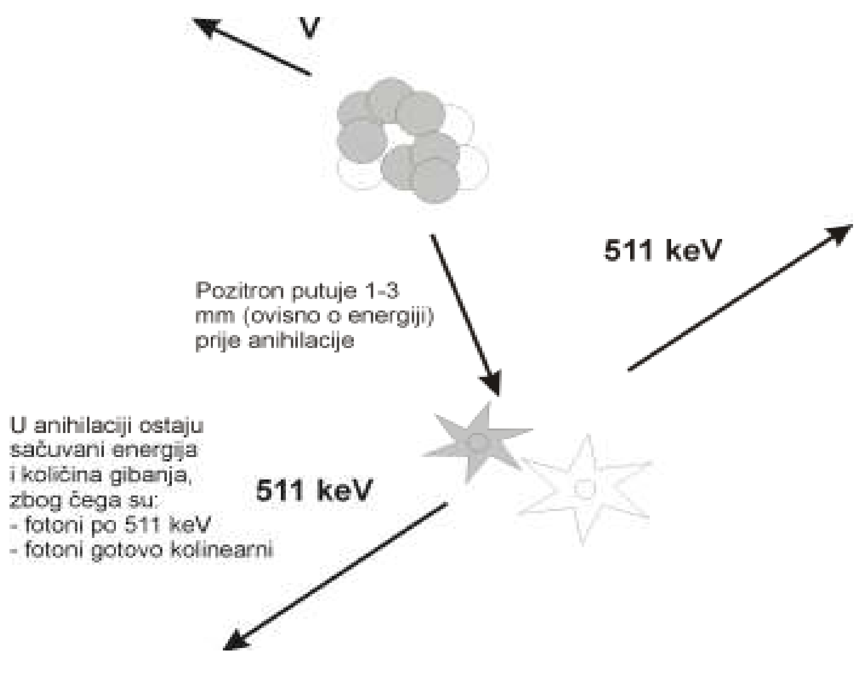
Pored degradacije rezolucije uočjivost je lezija na tomogramu bolja nego na planarnom scintigramu, jer preteže povećanje kontrasta lezije prema okolišu.

Pored rezolucije u ravnini slike, tzv. **planarne rezolucije**, u tomografiji govorimo i o **aksijalnoj rezoluciji**. Aksijalna rezolucija je moć razdvajanja detalja u smjeru okomitom na ravninu slike. Jasno je da je potonja određena debljinom pojedinačnog sloja. Dakle, aksijalna rezolucija je nezavisna o čimbenicima koji određuju planarnu rezoluciji i možemo ju sami odabrati. Pri tome valja znati da rekonstrukcija većeg broja tanjih slojeva zahtijeva veće vrijeme snimanja (odgovorite zašto, imajući u vidu statističku narav radioaktivnog raspada).

Naravno, snimanje iz više kutova je vremenski zahtjevno, te se ovom tomografskom metodom ne mogu pratiti promjene radioaktivnosti, već samo statična raspodjela radioobilježivača.

PET: POZITRONSKA EMISIJSKA TOMOGRAFIJA

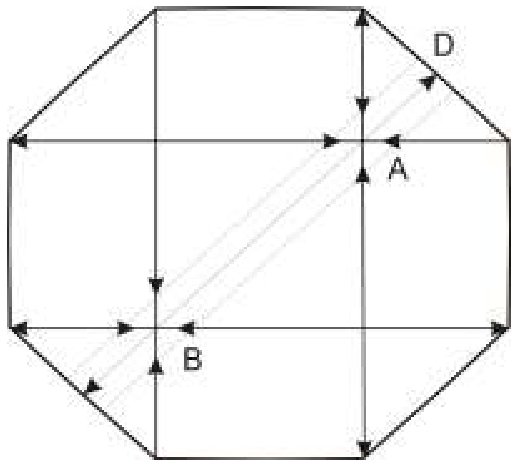
Osim SPECT-a postoji još jedna tomografska metoda koja koristi radionuklide. Radi se o pozitronskim emiterima, a metoda se naziva **pozitronska emisijska tomografija (PET)**. Sjetimo se da pozitronskim raspadom nastaje djelić antimaterije-pozitron, koji se na kraju kratkog puta kroz materiju sudara s elektronom. Pri tome oba nestaju, a njihov se energetski ekvivalent pojavljuje u obliku dvije gama zrake, svaka energije 511 keV. Od odlučujuće je važnosti za PET što te dvije gama zrake odlaze na istom pravcu, u dijametralno suprotnim smjerovima. To je posljedica zakona sačuvanja količine gibanja, uz pretpostavku da prije anihilacije pozitron i elektron praktički miruju (SLIKA 2.12).



SLIKA 2.12 Događaji nakon pozitronskog raspada.

SLIKA SE DOBIVA BEZ KOLIMATORA, A PROJEKCIJE TRENUTNO

Dijametralno suprotne gama zrake nastale anihilacijom para pozitron-elektron registrira sustav niza malih detektora, cirkularno razmještenih oko ispitivanog dijela tijela. Iz podatka o kojem se paru detektora radi zaključujemo na kojem je pravcu izvor zračenja. Jedan pozitronski izvor odašilje parove gama zraka u svim smjerovima, koje registriraju parovi detektora (jedan par po pojedinom raspadu). Položaj izvora određuje se kao scjecište pravaca na kojima leže detektorski parovi (SLIKA 2.13).



SLIKA 2.13 Položaji pozitronskih izvora (A,B) određuju se u sjecištu pravaca na kojima leže detektorski parovi koji su registrirali anihilacijske fotone.

Dakle, PET rekonstrukcijski algoritam sličan je algoritmu unazadnog projiciranja SPECT metode. Bitna je razlika SPECT i PET metoda što potonja ne zahtijeva uporabu kolimatora. Razlog tome je gotovo istodobno dolaženje anihilacijskih fotona na nasuprotne detektore. Elektronika kamere radi u režimu tzv. **koincidentne detekcije**. Sustav registrira samo one parove događaja koji su gotovo simultani, u uskom vremenskom intervalu od nekoliko nanosekundi. Zbog toga fotone koji potiču iz drugih dijelova tijela ne moramo fizički apsorbirati u kolimatoru, jer oni najčešće nemaju svog koincidentnog para (SLIKA 2.14).

Zbog snimanja raspodjele radiofarmaka bez uporabe kolimatora PET ima sljedeće prednosti pred drugim radionuklidnim slikovnim metodama:

1. značajno bolju rezoluciju (usporedivom s ultrazvučnom) i

2. značajnu veću osjetljivost registracije zračenja.

Velika osjetljivost registracije zračenja i činjenica da je detektor PET kamere stacionaran omogućavaju puno brže snimanje podataka potrebnih za rekonstrukciju presjeka nego što je to u SPECT-u. Zato su PET metodom moguća dinamička tomografska snimanja.



SLIKA 2.14 Pozitronska kamera koristi istodobni dolazak dva kolinearna anihilacijska fotona na par nasuprotnih detektora. Većinom samo takvi fotoni, nastali unutar iscrtkanih linija, proizvode koincidentne pulseve u dvjema fotomultiplikatorkama (FMC). Pozitrone izvan osjetljivog volumena (položaji A i C) obično registrira samo jedan detektor. Ukoliko su slučajno događaji u položajima A i C simultani, može doći do koincidentne detekcije. Takvi rijetki događaji uzrokuju pogreške u određivanju položaja izvora.

POZITRONSKI EMITERI OSLIKAVAJU METABOLIČKE PROCESE

Sjetimo se da su pozitronski emiteri uglavnom lagani elementi, koji su prisutni u biološki važnim molekulama. Kako im je višak protona relativno velik, raspadaju se brzo (TABLICA 2.3). Ta su dva svojstva ključna za njihovu dijagnostičku uporabu.

TABLICA 2.3 Najčešći PET radionuklidi

Radionuklid	Poluživot (min)	Nosač	Uporaba
Ugljik-11	20.5	Dušične kiseline	Klinička istraživanja
Dušik-13	10	Amonijak (NH_3)	Kardiologija
Kisik-15	2.1	H_2O, CO, CO_2	Klinička istraživanja
Fluor-18	110	FDG i F-dopamin	Onkologija, kardiologija i neurologija
Rubidij-82	1.3	Analozi kalija	Kardiologija

Ugljik-11, dušik-13 i kisik-15 radionuklidi su elemenata prisutnih u gotovo svim organskim molekulama, te su mogućnosti primjena brojne. Međutim, zbog brzih tempa raspada ti se radionuklidi mogu koristiti samo u blizini ciklotrona. Rubudij-82 također je kratkoživuć, ali se može dobiti generatorski.

Također se neki atomi mogu supstituirati kao analozi. Primjer je fluor, koji se koristi kao analog vodika. Kao pozitronski emiter dostupan je F-18, koji se može inkorporirati u radiofarmak F-18-fluor-deoksi-glukozu (F-18-FDG). To je daleko najčešći PET radiofarmak. Mogućnosti su uporabe praktički neograničene, obzirom da svaka stanica u aerobnom metabolizmu kao gorivo koristi glukozu.

Provjera znanja

Od 5 ponuđenih odgovora uvijek je točan samo jedan

2.1 *Svojstvo radionuklida 99m-Tc NIJE*:

a) "čisti" je gama emiter
b) stvara mnoge spojeve
c) relativno je jeftin
d) poluživot mu je 6 sati
e) energija gama fotona mu je 360 keV

2.2 *Radionuklid je radioindikator i radioobilježivač u primjeru*:

a) scintigrafija štitanjače s J-131
b) renografija s orto-jod-131-hipurnom kiselinom
c) scintigrafija bubrega s Tc-99m-dietilen-triamin-pentooctenom kiselinom
d) scintigrafija pluća s Tc-99m-makroagregatom
e) scintigrafija jetre s Tc-99m-sumpornim koloidom

2.3. *Prednost radioaktivnih pred drugim indikatorima u mjerenju volumena tjelesnih tekućina je*:

a) mogućnost kolimacije gama zraka
b) uporaba masivnog detektora
c) visoka specifičnost reakcije antitijelo-antigen
d) velika osjetljivost registracije gama zračenja
e) stohastična narav radioaktivnog raspada

2.4 *Scintigrami imaju slabu rezoluciju zbog*:

a) nužnosti kolimacije gama zraka i masivnog detektora
b) nužnosti kolimacije gama zraka i brzog raspada izvora radioaktivnosti
c) nužnosti uporabe masivnog detektora i brzog raspada izvora radioaktivnosti
d) nisko-kontrastnih lezija i kolimacije gama zraka
e) nisko-kontrastnih lezija i uporabe masivnog detektora

2.5 Prednosti pozitronske tomografije pred svim drugim scintigrafskim metodama su:

a) bolja rezolucija i veća dostupnost pozitronskih emitera
b) posljedjica snimanja bez uporabe kolimatora
c) posljedica velike energije anihilacijskih fotona
d) veća osjetljivosti registracije i veća dostupnost pozitronskih emitera
e) bolja rezolucija i mogućnost tomografije

3.poglavlje

FIZIKA DIJAGNOSTIKE MAGNETNOM REZONANCIJOM

- **Magnetna svojstva atomskih jezgri**

  Neke su jezgre mali magneti

  Jezgre u vanjskom magnetnom polju

  Indukcija rezonancije

  Relaksacijska vremena

- **Oslikavanje pomoću magnetne rezonancije**

  Što je i kako nastaje MR slika

  Dijagnostički parametri MR slike

Magnetna svojstva atomskih jezgri

NEKE JEZGRE SU MALI MAGNETI

Sjetimo se da elekrični naboji, osim statičnih električnih polja, mogu stvarati i magnetna polja. Magnetno polje stvara naboj u gibanju. To je polje proporcionalno umnošku naboja i kutne količine gibanja, tj. njegovom **magnentnom momentu**. Iako je efektivni naboj neutrona nula, on ima kompleksnu strukturu, te posjeduje magnetni moment. Protoni i neutroni u atomskoj jezgri ne miruju, već kruže po orbitama, a imaju i vlastitu kutnu količinu gibanja- spin (poput elektrona). Spin nukleona slikovito predočavamo kao vrtnju oko vlastite osi. Pri tome po dva protona i po dva neutrona imaju jednake i suprotno usmjerene magnetne momente, koji se međusobno poništavaju. Stoga jezgre s parnim brojem protona i neutrona nemaju magnetna svojstva. Nasuprot tome oko 2/3 jezgara imaju neparne brojeve protona ili neutrona (ili oboje), te se ponašaju kao mali magneti.

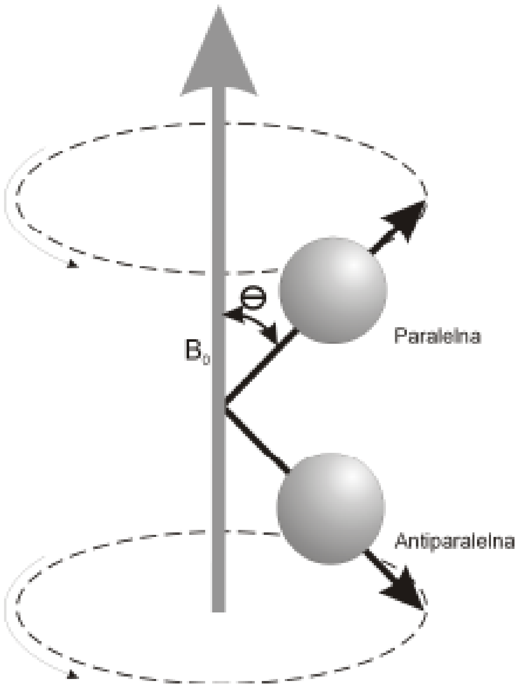
Jezgra koju koristimo u medicinskoj dijagnostici je jezgra vodika-proton. To je stoga što je njegova koncentracija u tijelu najveća.

Pojava koju ćemo prikazati temelji se na magnetnim svojstvima jezgre i zove se **magnetna rezonancijaa (MR)**, dok je kratica pridružene slikovne dijagnostike **MRI (Magnetic Resonance Imaging)**. Potpuniji naziv: nuklearna magnetna rezonancijaa (NMR) napušten je iz komercijalnih razloga. Naime, atribut-nuklearna mogao bi sugerirati prisustvo ionizirajućih zračenja, kojih ovdje odista nema.

JEZGRE U VANJSKOM MAGNETNOM POLJU

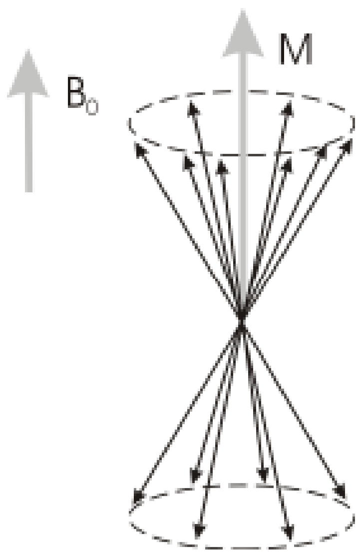
Iako su individualne jegre mali magneti, uzorak koji sadrži jezgre s magnetnim momentom ne mora imati makroskopska magnetna svojstva. Naime, zbog nasumičnog termičkog gibanja, orijentacije pojedinih magneta u prostoru su slučajne, te se njihovo djelovanje međusobno potire (makroskopska magnetna svojstva zbog drugih razloga, vezanih za elektronske oblake, ovdje ne razmatramo).

Izuzetak nastaje ako takav uzorak stavimo u vanjsko magnetno polje. Kao što dva makroskopska magneta međudjeluju, tako će i jezgre s magnetnim momentom "osjećati" vanjsko magnetno polje. Pri tome se magnetni momenti jezgara orijentiraju u pravcu vanjskog magnetnog polja, zauzimajući dvije moguće orijentacije: paralelnu i antiparalelnu. Pri tome se nikad ne postiže savršeno slaganje, već individualni magnetni momenti precesiraju oko vektora vanjskog magnetnog polja (SLIKA 3.1).



SLIKA 3.1 Moguće orijentacije magnetnih momenata jezgri u vanjskom magnetnom polju B_0.

U ravnoteži je nešto više jezgara paralelne orijentacije, jer u tom stanju imaju nižu energiju. Posljedično, vanjsko magnetno polje magnetizira uzorak, jer zbroj svih individualnih magnetnih momenata jezgri više nije nula, već vektor u pravcu vanjskog magnetnog polja (SLIKA 3.2).



SLIKA 3.2 Zbrajanje vektora pojedinih magnetnih momenata daje makroskopsku magnetizaciju M, u smjeru vanjskog magnetnog polja B_o. To je zbog toga što komponente magnetnih momenata u transverzalnoj ravnini rotiraju u različitim, slučajnim fazama, te se poništavaju. Nasuprot tome, komponente u smjeru B_o se ne poništavaju, jer paralelnih spinova ima više.

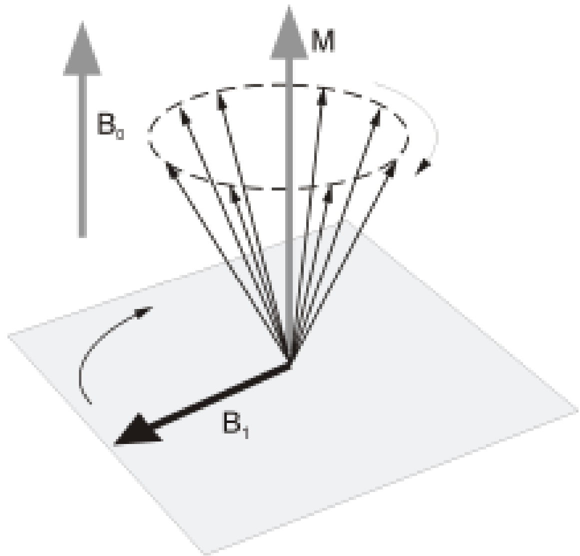
Signal magnetne rezonancijee nastaje zbog različitih naseljenosti energijskih stanja jezgri, te je povoljno da je ta razlika što veća. Obzirom da je potonja proporcionalna vanjskom magnetnom polju, u MRI se koriste vrlo jaki statični magneti. Pored toga, za realno dostižne gustoće magnetnog toka od 2 T, u slučaju jezgri vodika, od jednog milijuna jezgri samo je njih 16 više u stanju niže energije (paralelne orijentacije). Zbog toga:

→ *MR signal je inherentno slab, te se mora opetovati i zaštititi od smetnji (šuma).*

Razlika energija jezgara paralelene i antiparalelne orijentacije također je proporcionalna vanjskom magnetnom polju. U slučaju jezgri vodika i magnetnih polja koja se koriste u praksi, ta razlika odgovara energiji radiofrekventnog fotona. To je presudna činjenica jer su radiofrekventni fotoni u metodi magnetne rezonancijee i pobuđivači i signal. To je moguće zato jer je za njih naše tijelo propusno. (Sjetimo se da je tijelo gotovo nepropusno za infracrvenu i vidljivu svjetlost, te da tek djelomice propušta X i gama zrake.)

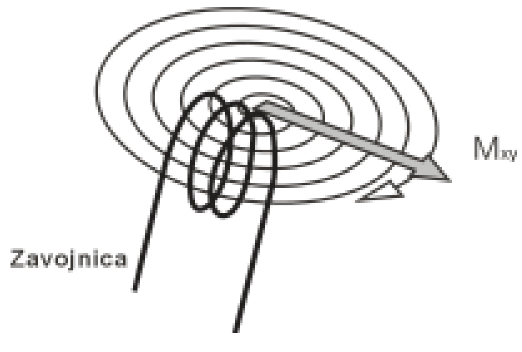
INDUKCIJA REZONANCIJE

Poremećaj naseljenosti energijskih stanja jezgri nastaje ako ih izložimo vanjskom radiofrekventnom elektromagnetnom polju. Tada jezgre u nižem energijskom stanju (paralelne orijentacije prema smjeru stalnog magnetnog polja) "upijaju" energiju radiofrekventnih fotona i prelaze u stanje više energije (antiparalelne orijentacije). Posljedično se smanjuje višak jezgri u stanju niže energije, pa time i iznos vektora makroskopske magnetizacije promatranog uzorka. Osim toga, pod utjecajem promjenjivog radiofrekventog polja, čija je magnetna komponenta okomita na smjer stalnog magnetnog polja, individualni magnetni momenti jezgara počinju precesirati sinkrono s vrtnjom radiofrekventog polja. Time se generira rotirajuća, transverzalna komponenta makroskopske magnetizacije. Tu pojavu, uz spomenuto slabljenje longitudinalne komponente makroskopske magnetizacije (paralelne s vanjskim stalnim magnetnim poljem) slikovito predočavamo kao istodobno zakretanje (nutaciju) vektora magnetizacije iz smjera stalnog magnetnog polja i njegovu precesiju oko tog polja, sinkrono s vrtnjom promjenjivog radiofrekventnog polja (SLIKA 3.3).



SLIKA 3.3 Transverzalna magnetizacija nastaje jer pojedini magnetni momenti rotiraju sinkrono (u fazi) s vrtnjom vanjskog radiofrekventnog polja B_1.

Dakle, vanjsko promjenjivo radiofrekventno polje pobuđuje **rezonanciju** individualnih magnetnih momenta jezgri, što stvara periodički promjenjivu makroskopsku magnetizaciju u ravnini okomitoj na smjer stalnog magnetnog polja (transverzalnoj ravnini). To je odlučujuća činjnica, jer bez rezonancije ne bi bilo niti mjerljivog MR signala. Naime, po Faradayevom zakonu, ta promjenjiva komponenta makroskopske magnetizacije inducira signal (napon) u zavojnici smještenoj u transverzalnoj ravnini. Upravo je to signal magnetne rezonancijee (SLIKA 3.4).



SLIKA 3.4 Nakon primjene radiofrekventnog pulsa transverzalna magnetizacija Mxy rotira oko osi stalnog magnetnog polja, čime se, u skladu s Faradayevim zakonom, u zavojnici u transverzalnoj ravnini inducira elektromotorna sila

RELAKSACIJSKA VREMENA

Vektor makroskopske magnetizacije zakrenut će se to više što je radiofrekventno polje jače i što duže traje. Radiofrekventni puls koji zakrene vektor makroskopske magnetizacije u transverzalnu ravninu, gdje rotira sinkrono s poljem, zove se Π/2 puls. Tada longitudinalna magnetizacija isčezne, jer je ostvarena jednaka naseljenost energijskih stanja jezgri. Tzv. Π puls zakrene magnetizaciju za 180 stupnjeva, kada je ostvarena inverzna naseljenost energijskih stanja jezgri.

Nakon što se radiofrekventno polje isključi, sustav jezgri oslabađa se viška energije i vraća u početno stanje. Signali koji se tada registriraju tvore MR sliku.

Dva dijelom neovisna parametra karakteriziraju povratak sustava pobuđenih jezgri u početno stanje:

T_1 je vrijeme potrebno da se nakon Π/2 pulsa longitudinalna komponenta makroskopske magnetizacije vrati na 63 % početne vrijednosti i zove se **vrijeme relaksacije spina u rešetku,** a

T_2 je vrijeme porebno da, nakon Π/2 pulsa, iznos vektora transverzalne magnetizacije padne na 37 % od maksimalne vrijednosti i zove se **spin-spin relaksacijsko vrijeme**.

Nasuprot zorno očekivanom, povratak vektora makroskopske magnetizacije iz transverzalne ravnine u početni smjer ne možemo opisati vektorom konstantnog iznosa koji se rotira i vraća u početni smjer, tj. tako da "film" njegovog pada u transverzalnu ravninu odmotamo unazad. Tada bi vremena T_1 i T_2 bila jednaka. Međutim, vremena T_1 i T_2 samo su djelomice povezana. Tako npr. nakon potpunog vraćanja longitudinalne magnetizacije (određene vremenom T_1) relakasacija je završena, te ne može postojati niti transverzalna magnetizacija, što znači da je uvijek:

$$T_2 < T_1$$

Međutim, moguće je da transverzalna komponenta naglo iščezne, te da se potom vektor magnetizacije sporo vraća u početnu vrijednost, isključivo elongacijom po osi vanjskog stalnog magnetnog polja.

Te je činjenice moguće objasniti ako promotrimo mehanizme kojima se pobuđeni uzorak jezgri vraća u ravnotežno stanje.

• Vrijeme T_1 vezano je za vraćanje jezgara iz pobuđenih, viših u niža energijska stanja. Time se povećava longitudinalna komponenta makroskopske magnetizacije. Porcije energije koje se oslobađaju jednake su razlici energijskih stanja jezgri, što odgovara energiji radiofrekventnog fotona. Ti procesi mogu biti spontani, ali ih značajno stimulira prisustvo lokalnog elektromagnetnog polja u radiofrekventnom spektru. Za određenu jezgru to znači blizinu molekula koje imaju dipolni moment i rotiraju radiofrekventnom frekvencijom. Za pobuđene protone u čistoj vodi T_1 je relativno dugo, oko 3 s, jer su frekvencije rotacija molekula čiste vode prevelike. U biološkom tkivu T_1 je u širokom rasponu između 2 s i nekoliko stotinki ms. To je

zato što se protoni u vodi vezanoj za velike molekule (proteine) relaskiraju brzo, zbog puno sporije rotacije makromolekula.

• Vrijeme T_2 vezano je za gubitak rezonancije jezgri, čime se gubi transverzalna magnetizacija. U tim se procesima energija ne izmjenjuje (zato kratko T_2 ne mora značiti kratko T_1). Za razliku od vremena T_1 (koje je određeno međudjelovanjem jezgre s molekulom vode kao cjelinom) gubitak rezonancije nastaje međudjelovanjem dvije susjedne jezgre (protona).

U vodi su T_1 i T_2 približno jednaki (oko 3 sekunde). T_1 se skraćuje s mobilnošću relaksacijskih središta, jer je za određenu jezgru povoljno da su joj dostupna polja što više susjednih molekula. Zato se u krutinama T_1 znatno produžava. Nasuprot tome gubitak je rezonancije tim brži što su susjedne jezgre fiksiranije u prostoru. Zato se u krutinama T_2 znatno skraćuje. Dakle, općenito vrijedi:

$$T_1(\text{čvrsto}) > T_1(\text{tekuće}) \approx T_2(\text{tekuće}) >> T_2(\text{čvrsto})$$

Oslikavanje pomoću magnetne rezonancije

ŠTO JE I KAKO NASTAJE MR SLIKA

Zavojnica koja stvara promjenjivo radiofrekventno polje (uzbudu) najčešće je i detektor signala koji nastaju relaksacijom. Signal magnetne rezonancijee je napon koji se inducira na krajevima zavojnice zbog promjenjive transverzalne komponente makroskopske magnetizacije. Signal će biti to veći što potiče od više jezgara koje rezoniraju u fazi. Ako se radi o jezgrama vodika u biološkom uzorku, signal će biti jak u područjima gdje je puno protona, tj. praktički vode.

→ *Dakle, MR slika prvenstveno je vodena mapa tijela.*

Gustoća vode u tijelu izvor je primarnog kontrasta u MRI. Taj se primarni kontrast može znatno pojačati metodom snimanja, kada se naglašavaju prostorne razlike u relaksacijskim vremenima T_1 i (ili) T_2. Sjetimo se da je MR signal inherentno slab, te slika nastaje "lijepljenjem" nekoliko tisuća sljedbenih sličica jedne na drugu. Svaka je sličica rezultat jednog ciklusa uzbuda/relaksacija. Međutim, upravo zbog pojačavanja primarnog kontrasta, vrijeme između dvije uzastopne uzbude kraće je od vremena potrebnog za cjelovitu relaksaciju svih jezgri u uzorku. One jezgre koje

se relaksiraju brže (npr. protoni u vezanoj vodi) dominirat će u signalu u odnosu na jezgre koje se relaksiraju sporije (npr. protoni u slobodnoj vodi).

→ *Brz tempo ponavljanja određene kombinacije radiofrekventnih pulseva selektivno prigušava područja s dugim T_1 i (ili) T_2.*

U zavojnicu dolaze signali iz raznih dijelova tijela istodobno. Za stvaranje slike potrebno je razlikovati signale iz raznih dijelova prostora. Neka je os vanjskog magnetnog polja označena kao *z*, a transverzalna ravnina *x-y*. *Z* koordinata uzorka fiksira se selektivnim pobuđivanjem uzorka (izlaganjem radiofrekventnom polju) sloj-po sloj u smjeru osi.

Dakle, MR slika se dobiva sloj-po-sloj, što je, uz potrebu opetovanja ciklusa uzbuda/relaksacija, uzrok relativno dugom vremenu MRI pretraga.

Pozicija u *x-y* ravnini određuje se superponiranjem linearnih gradijenata stalnom magnentnom polju u obje dimenzije (B_x i B_y). Na taj se način svakoj poziciji jezgre u *x-y* ravnini pridodaje jedinstveno (malo promijenjeno) stalno magnetno polje. Različito stalno magnetno polje znači i različitu radio-frekvenciju pobuđivača i isto tako različite frekvencije relaksacijskih signala. Preostaje iz "smjese" primljenih signala razlučiti intenzitete raznih frekvencija, a time i jačinu signala izvora određene pozicije (što predstavlja sliku). Te složene matematičke analize obavlja računalo.

DIJAGNOSTIČKI PARAMETRI MR SLIKE

Konstrast na slici magnetne rezonancijee primarno je gustoća protonskih jezgri (protoni u jezgrama osim vodikove ne doprinose MR signalu). Kako je u tijelu puno vode, a u molekuli vode su dvije jezgre vodika, gustoća protonskih jezgri približno je jednaka gustoći vode.

Primarni konstrast u MRI ne bi bio dovoljan da ta skupa dijagnostika konkurira ostalima (CT, ultrazvuk). Na sreću, tkiva koja sadrže približno jednake koncentracije vode mogu se prikazati kontrastno ako se razlikuju u relaksacijskim vremenima T_1 i (ili) T_2. Tako se neki tumori prikazuju bljeđe od okolnog mekog tkiva zato jer sadrže manji postotak vezane vode (koja se brzo relaksira).

Zbog ekstremno kratkog vremena transverzalne relaksacije T_2 u kostima iz njih ne dobivamo MR signal (sjetimo se da signal nastaje zbog promjenjive transverzalne magnetizacije, koja se u kostima u trenutku izgubi). To ne znači da u MRI kosti ne vidimo, dapače, osiguran je ekstreman kontrast prema mekom tkivu.

Također atoma vodika ima i u drugim molekulama, koje su ponekad izvor dodatnog kontrasta. Tako se na slici magnetne rezonancijee bijela moždana masa prikazuje jače (svjetlije) nego siva jer sadrži više kolesterola, čiji se jezgre vodika relaksiraju brže od vodenih.

Rezolucija u MRI prvenstveno ovisi o:

1. homogenosti (prostornoj uniformnosti) statičnog magnetnog polja B i

2. veličini prostornih gradijenata B_x i B_y.

Teorijski, što je homogenije jako magnetno polje i što su veći njegovi prostorni gradijenti, to je bolja rezolucija slike. U praksi je bitno i da je stalno magnetno polje, osim homogenosti, što jače. To je stoga jer je signal magnetne rezonancijee tada jači, te je potreban manji broj ponavljanja, što skraćuje vrijeme snimanja. Time se smanjuju utjecaji micanja ispitanika i periodičnog kretanja organa (poput srca i pluća). Također je kod jačeg signala utjecaj šuma (lažnih elektromagnetnih signala iz okoline) manji.

Međutim, cijena uređaja eksponencijalno raste sa snagom statičnog magneta. U praksi su u uporabi uređaji s magnetima koje proizvode polja gustoće toka do 2 T. Zahtjev uniformnosti znači da se to polje ne razlikuje u prostoru (bolje od $1:10^{-6}$) kojeg zauzima ispitivani dio tijela. Ponekad se rabe supravodljivi magneti (električne zavojnice od niobij-titana, materijala koji, ohlađen ispod temperature tekućeg helija, vodi električnu struju bez otpora). Iako ti magneti ne troše električnu energiju, održavanje je skupo jer ih valja hladiti tekućim helijem (što je skupo i zahtijeva periodične izmjene). Druga je mogućnost uporaba običnih elektromagneta (zavojnica od bakra ili aluminija). Njihova je početna cijana manja, ali su troškovi održavanja često i veći, jer takav magnet troši oko 40 kW električne energije.

Provjera znanja

Od 5 ponuđenih odgovora uvijek je točan samo jedan

3.1 *Sve jezgre s magnetnim svojstvima imaju:*

a) jednake brojeve protona (Z) i neutrona (N)
b) N>Z
c) N<Z
d) neparan N ili Z
e) neparne N i Z

3.2 Signal magnetne rezonancijee je slab (A) zato jer

Naseljenosti stanja jezgri različite energije vrlo se malo razlikuju (B)

a) A i B točni i povezani
b) A i B točni, ali nepovezani
c) A točno, B netočno
d) A netočno, B točno
e) A i B netočni

3.3 *Primarni kontrast MR slike pojačava se:*

a) uporabom kontrastnog sredstva
b) povećanjem jakosti stalnog magnetnog polja
c) pojačanjem jakosti radiofrekventnog polja
d) brzim ponavljanjem ciklusa uzbuda-relaksacija
e) produženjem vremena snimanja

3.4 *Relaksacijska vremena T_1 i T_2 uzorka tkiva:*

a) ne ovise o temperaturi
b) ovise o gustoći tkiva
c) ovise o udjelu vode u tkivu
d) ovise o udjelu vezane u ukupnoj vodi
e) podjednaka su u kostima

3.5 *Mogućnost prostorne lokalizacije signala magnetne rezonancijee osigurava:*

a) homogenost statičnog magnetnog polja
b) kolimacija signala
c) prostorni gradijenti statičnog magnetnog polja
d) nehomogenost raspodjele vode u tijelu
e) prostorni gradijenti radiofrekventnog polja

4. poglavlje
FIZIKA RADIOLOŠKE DIJAGNOSTIKE

• Što su X zrake

X zrake nastaju kočenjem elektrona
Dijagnostičke X zrake su manjih energija od gama zraka
Rendgenska cijev emitira fotone raznih energija
Izvor X zraka opisujemo kvalitetom i intenzitetom snopa
Međudjelovanja X zraka i materije
Filtriranje snopa smanjuje ozračivanje ispitanika

• Odlike radiograma

Radiogram oslikava razlike u prigušenju X zraka
Cijevni napon određuje slikovne kontraste
Jakost struje određuje brzinu stvaranja slike
Vrijeme ekspozicije prilagođujemo slikovnom mediju
Rendgenski filmovi sadrže fluorescentne pojačivače
Veličina snopa mijenja se kolimacijom
Veličina izvora određuje rezoluciju slike
Raspršeno zračenje uklanja se olovnim mrežama

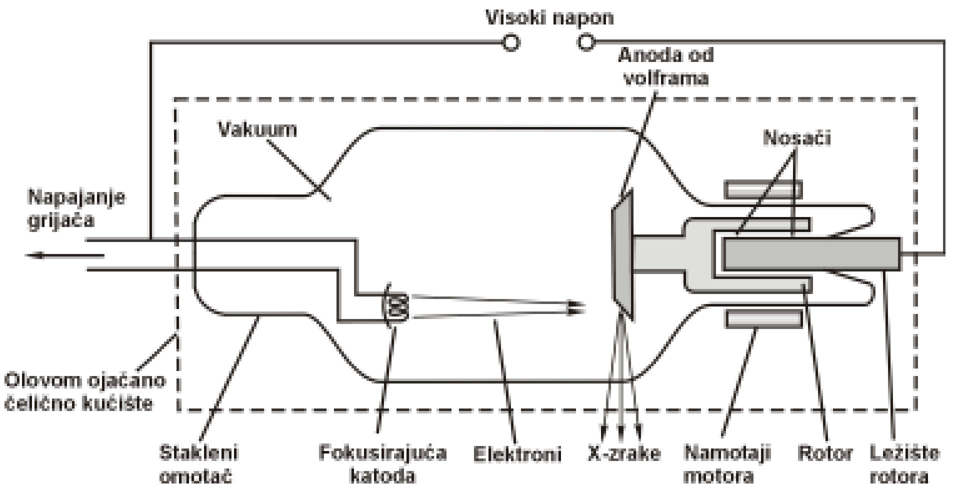
• Radiografske metode

Planarni su radiogrami u praski najčešći
Kontrastna se sredstva daju u krvotok i tjelesne šupljine
Fluoroskopija: stvaranje radiograma uživo
Slojevita snimanja povećavaju kontraste
Novije geracije CT uređaja su sve brže

Što su X zrake

X ZRAKE NASTAJU KOČENJEM ELEKTRONA

O X zrakama smo govorili u Poglavlju 1. Radi se o elekromagnetnom zračenju visokih frekvencija (energija), iznad ultraljubičastog dijela spektra. Takva se zračenja u međudjelovanju s materijom ponašaju kao čestice (paketići energije), te se ne mogu fokusirati, za razliku od svjetlosti manjih frekvencija. Isto vrijedi i za gama zrake, razlika je samo u nastanku. Dok gama zrake odašilju uzbuđene atomske jezgre, X zrake nastaju kočenjem elektrona u sredstvu s visokom atomskim brojem (teškom metalu). Najčešće se srećemo s X zrakama iz sintetskog izvora, stroja kojeg je napravio čovjek (SLIKA 4.1).



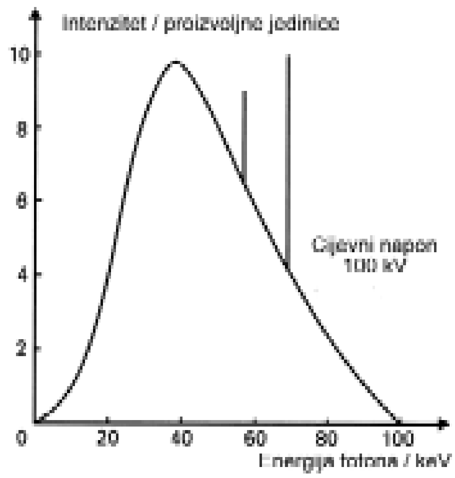
SLIKA 4.1 Uređaj za proizvodnju X zraka sastoji se od evakuirane staklene cijevi u kojoj su negativna elektroda (katoda) i pozitivna elektroda (anoda) na visokoj razlici potencijala (desetine tisuća volti). Katoda se zagrijava posebnim grijačem i zbog toga oslobađa elektrone, koji se potom ubrzavaju prema anodi. Kada elektroni velike kinetičke energije udare u anodu, naglo se zaustavljaju, pri čemu se mali dio njihove kinetičke energije (obično manji od 1 %) oslobađa u obliku elektromagnetnog zračenja. To je rendgensko ili X zračenje. Veći dio energije elektrona zagrijava anodu, koja ima relativno malu površinu (da bi izvor zračenja bio što približnije točkast). Zbog toga je potrebno spriječiti da se anoda ne rastali. To se postiže korištenjem rotirajuće anode. Radi se o disku od volframa, koji brzo rotira (tipično 3000 puta u minuti) oko osovine od molibdena. U svakom je trenutku samo manji dio površine diska izložen elektronskom snopu, dok se drugi dijelovi hlade (više toplinskom radijacijom nego kondukcijom).

DIJAGNOSTIČKE X ZRAKE SU MANJIH ENERGIJA OD GAMA ZRAKA

Gama zrake imaju veliku energiju zbog čega se relativno malo apsorbiraju u tkivu. Njihova se apsorpcija u tijelu u slikovnoj dijagnostici najčešće jednostavno zanemaruje. Nasuprot tome, slike dobivene pomoću X zraka (radiogrami) upravo počivaju na apsorpciji tog zračenja u tijelu. Zbog toga se koriste fotoni nižih energija od većine gama zračenja.

RENDGENSKA CIJEV EMITIRA FOTONE RAZNIH ENERGIJA

Pojava kada naboj koči i izgubljenu energiju oslobađa u obliku fotona naziva se **zakočno zračenje** (*'bremmstrahlung'*). Energija fotona ovisi koliko naglo naboj koči. Zato su te energije u rasponu od gotovo nule (velikih valnih duljina), do fotona čija je energija jednaka početnoj kinetičkoj energiji elektrona. Potonji slučaj odgovara potpunom zaustavljanju elektrona. Prilikom dolaska na anodu svi elektroni imaju istu kinetičku energiju, koja je jednaka umnošku naboja elektrona i napona u cijevi eU. Znači da su energije koje emitira X cijev u rasponu od nule do najveće, određene cijevnim naponom. Učestalost raznih energija u tom rasponu je **spektar X zračenja**. Njegov oblik ovisi o materijalu od kojeg je napravljena anoda i sastoji se od dva dijela koji se razlikuju po nastanku (SLIKA 4.2):



SLIKA 4.2 Spektar X-zračenja volframa u funkciji energije fotona.

• **Kontinuirani spektar** nastaje opisanim zakočnim zračenjem, grafički je unimodalna, neprekidna crta, nakošena udesno (najučestalija je energija oko 40 % od najveće).

• **Linijski spektar** je rezultat emisija nekoliko diskretnih energija, vidljivih kao tanke linije koje strše iznad kontinuiranog dijela. Nastaje tako što brzi elektroni ioniziraju atome sredstva, imajući dovoljno energije za oslobađanje dobro vezanih unutarnjih elektrona (iz K i L ljuski). Nakon toga se elektroni iz viših ljuski spuštaju na slobodna mjesta niže energije, pri čemu se razlika energija oslobađa vidom fotona (za sredstvo) karakterističnih energija. Zato položaj tih linija ovisi samo o sredstvu od kojeg je napravljena anoda.

IZVOR X ZRAKA OPISUJEMO KVALITETOM I INTENZITETOM SNOPA

Kvalitet snopa X zraka opisuje njegovu prodornost. Određen je oblikom njegova spektra. Pretežu li u spektru visoke energije, snop je prodoran, radi se o tzv. **tvrdim X zrakama**, za razliku od slabo prodornih zračenja niskih energija, tzv. **mekih X zraka**. Povećanje kvalitete snopa znači pomak njegovog spektra udesno (prema većim energijama).

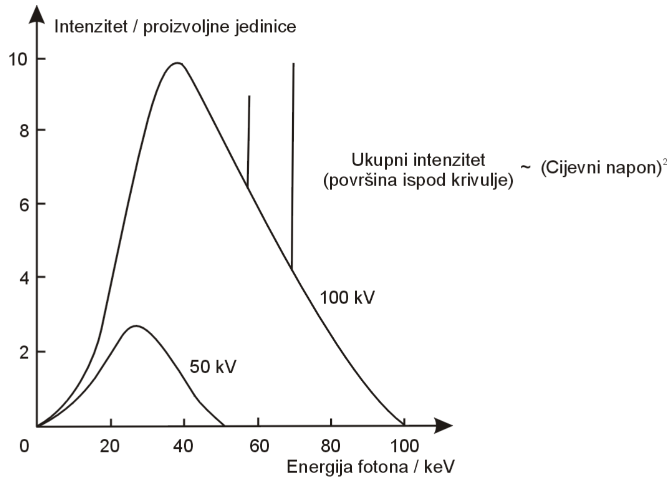
Intenzitet snopa X zračenja je zbroj intenziteta svih dijelova spektra (energijskih intervala), što odgovara površini ispod spektralne krivulje.

• Povećanjem cijevnog napona povećava se početna energija kojom elektroni udaraju u anodu, pa slijedi:

1. više je energije raspoloživo za pretvorbu u X zrake, pa se povećava *intenzitet* zračenja

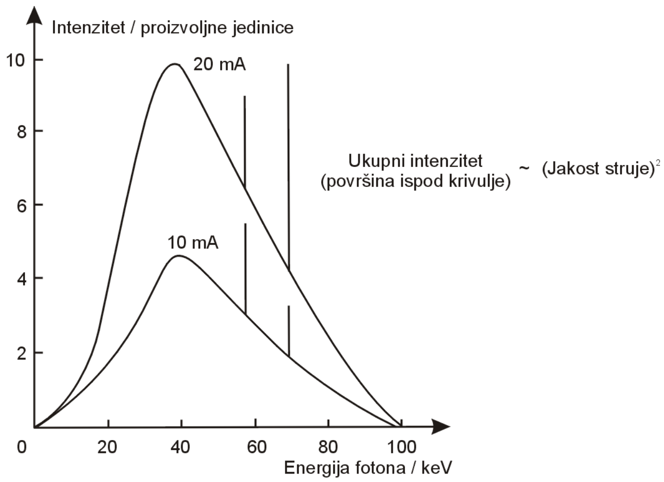
2. mogući gubici energije elektrona su veći, čime se povećava *kvalitet* zračenja.

To znači da povećanje cijevnog napona spektar zračenja i uvećava i pomiče udesno (SLIKA 4.3A).



SLIKA 4.3A Utjecaj mijenjanja cijevnog napona na spektar X-zračenja.

• Povećanje struje grijanja povećava broj elektrona koji se u jedinici vremena oslobađaju s katode, čime se povećava *samo intenzitet* zračenja, tj, spektar se zračenja uvećava, ali ne pomiče (SLIKA 4.3B).



SLIKA 4.3B Utjecaj mijenjanja struje grijača katode na spektar X-zračenja.

MEĐUDJELOVANJA X ZRAKA I MATERIJE

Intenzitet snopa X zraka koji se u vakuumu radijalno širi iz točkastog izvora opada s kvadratom udaljenosti od izvora zbog toga što se povećava površina kugle kroz koju prolaze zrake (**1. poglavlje**).

Ako se radi o snopu paralelnih X zraka (što znači da je izvor jako daleko ili da je snop kolimiran) njegov će intenzitet opadati samo zbog međudjelovanja sa sredstvom kroz koji snop prolazi. Mehanizmi međudjelovanja isti su kao i u slučaju gama zraka: foto-efekt, Comptonovo raspršenje i, za energije veće od 1.022 MeV, stvaranje para. Osim toga, na nižim energijama postoji i mogućnost tzv. **elastičnog raspršenja**, kada X zraka promijeni smjer, bez gubljenja energije (TABLICA 4.1).

TABLICA 4.1 Vjerojatnosti međudjelovanja X fotona energije *E* sa sredstvom rednog broja *Z*

Mehanizam	Ovisnost o *E*	Ovisnost o *Z*	Komentar
Elastično raspršenje	Opada s porastom *E*	Raste s porastom *Z*	Važno samo za E<20 keV
Foto-efekt	Opada brzo s porastom *E* ($\sim 1/E^3$)	Naglo raste s porastom *Z* ($\sim Z^3$)	Prevladavajući proces u dijagnostičkim uređajima
Comptonovo raspršenje	Opada sporo s porastom *E*	Ne ovisi o *Z*	Prevladavajući proces u terapijskim uređajima
Stvaranje para	Raste s porastom *E*	Raste s porastom *Z*	Važno iznad 5 MeV, događa se iznad 1.02 MeV

Ako zbroj vjerojatnosti tih procesa po jedinici puta u nekom sredstvu, za X zrake *određene* energije, označimo s μ (linearni koeficijent prigušenja), početni intenzitet snopa I_0 opada s duljinom puta d po jednadžbi:

$$I = I_0 e^{-\mu d}$$

Podsjetimo se i da se koristi maseni koeficijent prigušenja $\mu_\rho = \mu/\rho$.

Međutim, X zrake su energetski heterogene, pa za snop u cijelosti gornja jednadžba ne vrijedi (već samo za svaku energiju posebno). Ipak, debljina poluprigušenja $\boldsymbol{d_{1/2}}$ može se definirati kao ona debljina sredstva koja ulazni intenzitet smanjuje na pola.

Koeficijenti prigušenja manji su za fotone visokih energija, tj. X zrake većih energija teže se prigušuju. Zbog toga energetski heterogen snop X zraka prolazom kroz sredstvo postaje sve tvrđi, tj. debljina poluprigušenja mu nije konstantna, već postaje sve veća (do granice određene maksimalnom energijom fotona).

U radionuklidnoj slikovnoj dijagnostici interesirala su nas međudjelovanja gama zraka s detektorima zračenja, dok njihov prolaz kroz tijelo nije sadržavao dijagnostičke informacije. Nasuprot tome, u dijagnostičkoj radiologiji međudjelovanja zračenja i tijela određuju sadržaj slike.

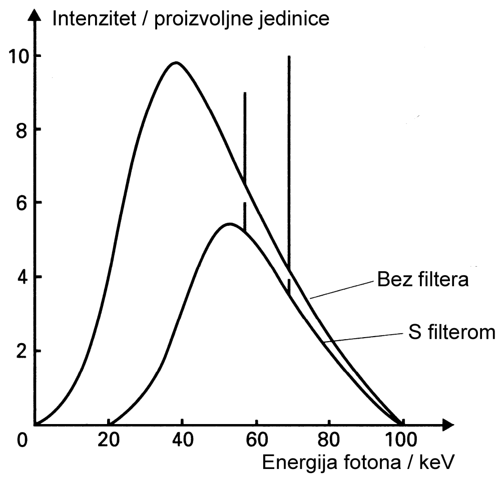
U većina je dijagnostičkih X-cijevi napon oko 30 kV, pa je najveća energija fotona 30 keV. Za te je energije foto-efekt prevladavajući način prigušenja u tkivima. Obzirom da vjerojatnost fotoelektričnog efekta raste s kubom atomskog broja atoma sredstva, kosti ($Z \approx 14$) apsorbiraju radijaciju intenzivnije nego meko tkivo ($Z \approx 7$). Tome pridonosi i 1.5 do 2 puta veća gustoća kostiju. Zbog toga se na radiogramima kosti prema mekom tkivu prikazuju vrlo kontrastno.

→ *Većina uređaja za radioterapiju prozvodi X zrake puno većih energija, od 0.5 do 5 MeV (osim kada se zrače tumori kože). Na tim energijama prevladava Comptonovo raspršenje. Obzirom da je Comptonovo raspršenje neovisno o atomskom broju, preferentno ozračivanje kostiju nije toliko izraženo (jer najčešće i nije cilj).*

FILTRACIJA SNOPA SMANJUJE OZRAČIVANJE ISPITANIKA

U radiološkoj dijagnostici korisni su fotoni takvih energija koji dijelom prolaze kroz tijelo, a dijelom se u njemu apsorbiraju (ovisno o debljini i vrstama tkiva na svom putu). Fotoni niskih energija nisu korisni jer se potpuno apsorbiraju, bez obzira kojim putem nastoje proći. Zbog toga se primarni snop X zraka najprije propusti kroz tanki sloj apsorbera, tj **filtrira**.

Prolazom kroz apsorber snop postaje tvrđi, tj. u spektru su mu niže energije manje zastupljene (SLIKA 4.4). Koriste se materijali s visokim atomskim brojem, tako da fotoefekt bude prevladavajući način prigušenja. Naime, fotoefektom nisko-energertski fotoni bivaju apsorbirani, za razliku od Comptonovog raspršenja, koje ih samo zamjenjuje s drugim, još niže energije i promijenjenog smjera.



SLIKA 4.4. Spektar snopa X zraka nakon filtracije ima manji intenzitet i manju učestalost niskih energija

U X cijevima dijagnostičke namjene koriste se filteri od aluminija (Z=13), debljine nekoliko milimetara, a u terapijskim su uređajima od težih metala (bakra, olova ili zlata).

Odlike radiograma

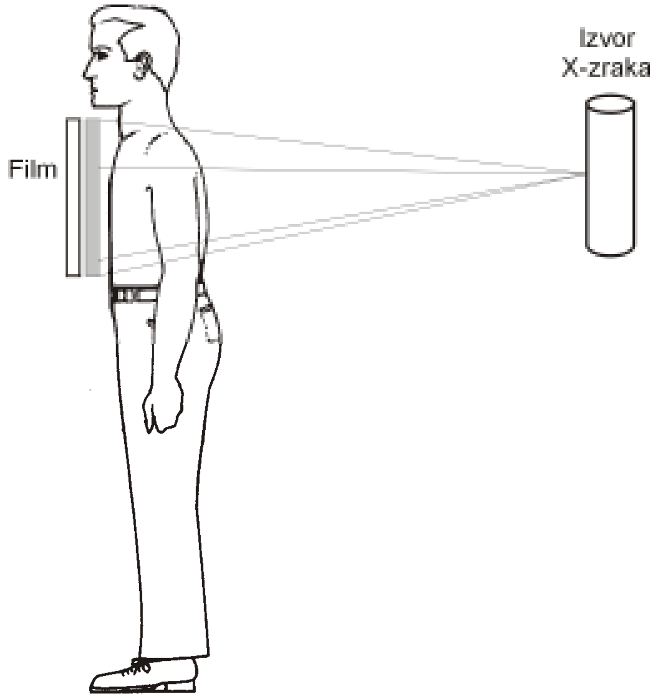
RADIOGRAM OSLIKAVA RAZLIKE U PRIGUŠENJU X ZRAKA

Iz (gotovo) točkastog izvora izlazi divergentan snop X zraka i ulazi u tijelo, iza kojeg je medij na kojem se stvara slika (SLIKA 4.5). Svaka zraka ima drugi smjer, pa, ako prođe kroz tijelo bez interakcije, osvijetlit će rendgenski film svaka na drugom mjestu. Određeni dio filma zacrnit će se što ga više X zraka "obasja", tj. što je:

1. tijelo u tom smjeru tanje i

2. što su tvari na tom putu manje gustoće i sastavljene od lakših atoma.

Drugim riječima, radiogram je ravninski prikaz prigušenja divergentnog snopa X zraka u tijelu. Dvije dimenzije koje se prikazuju približne su okomice na većinu zraka snopa. Treća dimenzija, debljina tijela u srednjim smjeru snopa, se ne prikazuje.



SLIKA 4.5 Shematski prikaz stvaranja radiograma.

Uočimo da je u ovoj slikovnoj dijagnostici izvor zračenja točkast (za razliku od scintigrafije, koja oslikava raspodjelu radioaktivnosti), pa ga ne trebamo kolimirati. Također, obzirom na niže energije od većine gama zraka, X zrake se mogu detektirati na relativno tankim medijima. To su odlučujuće prednosti glede rezolucije slike.

CIJEVNI NAPON ODREĐUJE SLIKOVNE KONTRASTE

Radiogram određuju dva nezavisna čimbenika: 1. dimenzije i vrste tkiva koji se projiciraju na film i 2. kvalitet snopa X zraka. Oba čimbenika određuju slikovne kontraste, dok samo na potonji možemo djelovati (mijenjanjem cijevnog napona).

U načelu, mijenjanjem cijevnog napona mijenjamo relativnu učestalost foto-efekta i Comptonovog raspršenja u tijelu ispitanika. Niže cijevne napone koristimo ako želimo što bolje prikazati koštane strukture (SLIKA 4.6A). Povećanjem cijevnog napona povećavaju se kontrasti unutar mekih tkiva (SLIKA 4.6B).



SLIKA 4.6 Dva radiograma prsnog koša u istog ispitanika. Slika A učinjena je koristeći cijevni napon 80 kV i na njoj se vrlo kontrastno prikazuju rebra. Slika B učinjena je koristeći napon 350 kV i na njoj se rebra vide manje kontrastno, ali se bolje prikazuju meka tkiva.

→ *Dakle, meka tkiva analiziramo tvrdim zračenjem, a kosti mekim.*

JAKOST STRUJE ODREĐUJE BRZINU STVARANJA SLIKE

Povećanjem struje grijanja katode kvaliteta zračenja se ne mijenja, ali se povećava broj emitiranih fotona u jedinici vremena. Time se povećava brzina osvjetljavanja filma ili drugog detektorskog medija (fluoresecentnog ekrana). Bitno je stvoriti sliku u što kraćem vremenu, kako bi pomicanje ispitanika i neizbježni periodični pokreti nutarnjih organa što manje utjecali na njen kvalitet.

VRIJEME EKSPOZICIJE PRILAGOĐUJEMO SLIKOVNOM MEDIJU

Premala ekspozicija filma znači nedovoljni intenzitet zračenja ili prekratko vrijeme snimanja, kao i obrnuto. Povećanje intenziteta zračenja (povećanjem struje grijanja katode) ograničeno je pregrijavanjem anode. Stoga, za dani cijevni napon (kojeg određujemo obzirom na vrstu pretrage) i danu struju grijanja katode (ograničenu mehaničkim svojstvima anode), optimalnu ekspoziciju filma ostvarujemo odgovarajućim vremenom ekspozicije. Čimbenik kojeg također valja uzeti u obzir je i veličina ispitanika. Prolaz snopa zraka kroz krupnije osobe uzrokuje veću apsorpciju i raspršenje zračenja, ali i veću divergenciju snopa.

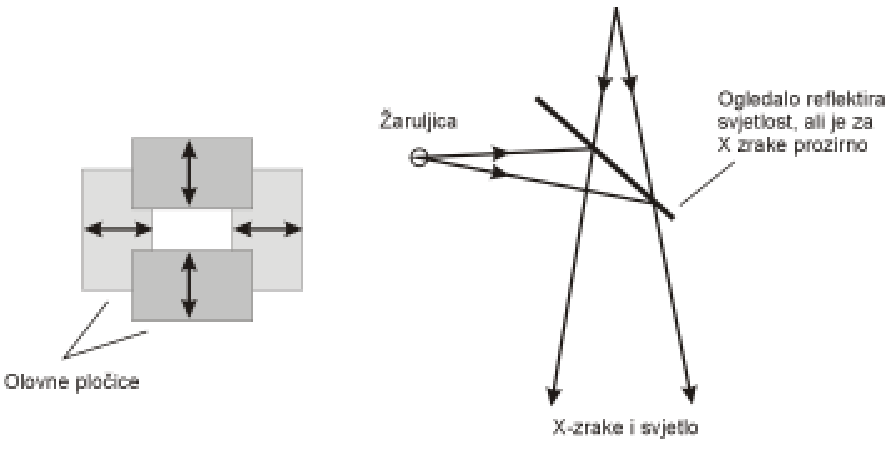
RENDGENSKI FILMOVI SADRŽE FLUORESCENTNE POJAČIVAČE

Za razliku od gama zraka, X zrake se mogu detektirati na filmu. Ipak se ne koristi običan fotografski, već posebni filmovi. U biti, rendgenski film je fotografski film u sendviču od fluorescentnih slojeva (obično kristala cinkovog sulfida). Većinom X zrake međudjeluju s fluorescentim slojevima, oni potom emitiraju vidljivu svjetlost, koja zacrnjuje film (SLIKA 4.7).

Fluorescentni slojevi višestruko pojačavaju brzinu osvjetljavanja filma. Međutim, jedan fluorescentni točkasti izvor obasjat će konačno područje filma, tim veće što je udaljeniji (tj. što je fluorescentni sloj deblji). Takva raspršenja slike s primarnog (fluorescentni sloj) na sekundarni medij (film) znače mali gubitak rezolucije slike.

VELIČINA SNOPA MIJENJA SE KOLIMACIJOM

Oblik i veličina snopa X zraka na izlazu iz cijevi podešava se pomoću masivnog apsorbera, koji propušta zračenje samo kroz promjenjiv otvor u svojoj sredini (dijafragmu). Tako odabiremo dio tijela za snimanje i prilagođujemo se veličini ispitanika. Uređaj sadrži žaruljicu i ogledalo koje stvara snop istog oblika kao što je snop X zraka. Tako se vidi koje će područje biti izloženo X zrakama (SLIKA 4.8).

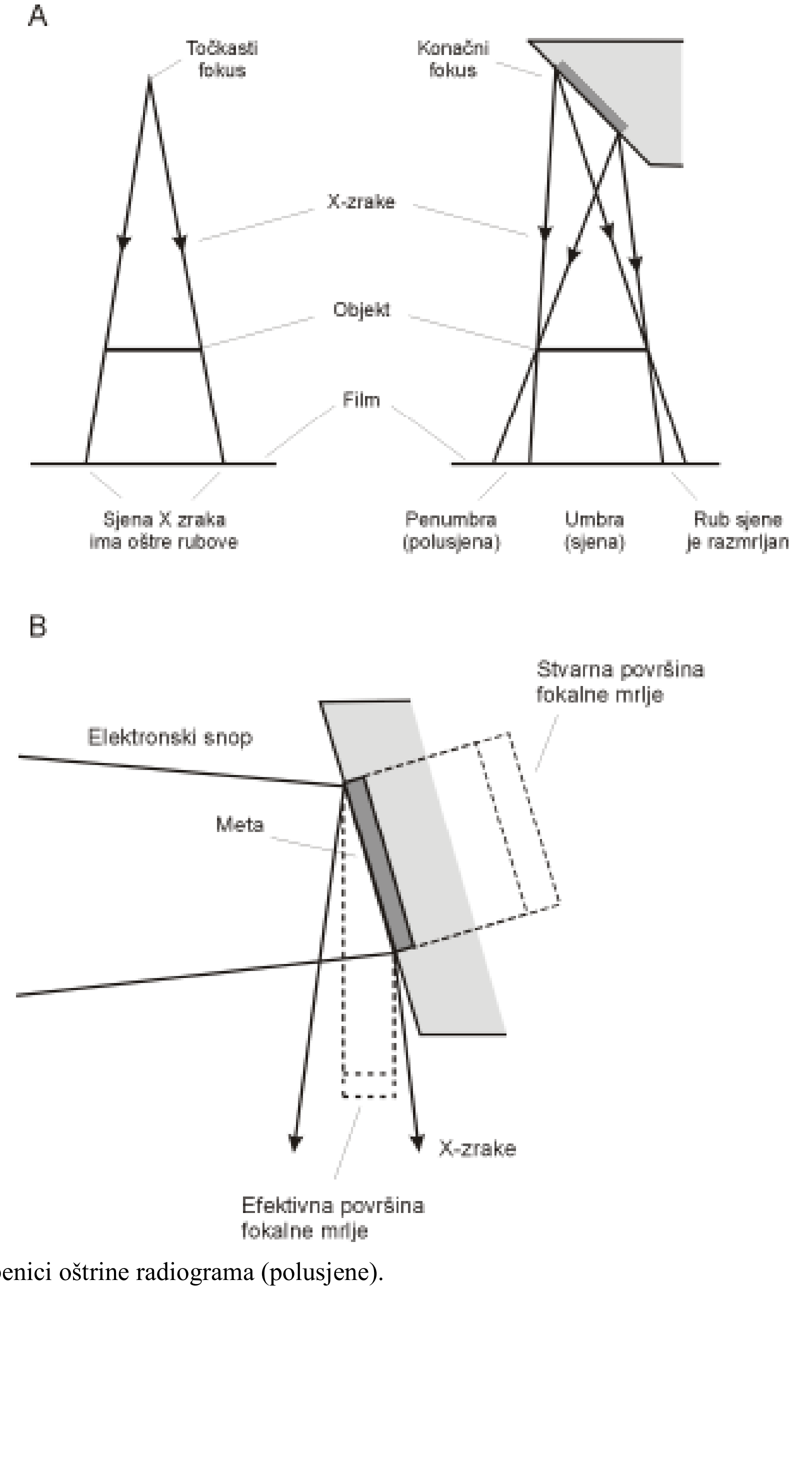


SLIKA 4.8 Kolimator rendgenskog snopa: sustav promjenjive dijafragme (A) s optičkom kontrolom (B).

VELIČINA IZVORA ODREĐUJE REZOLUCIJU SLIKE

Obzirom da X zrake ne možemo fokusirati, za stvaranje oštre slike (sjene objekta) izvor zraka mora biti točkast. U stvarnosti izvor nije točka, već mala pravokutna površina, koju nazivamo **fokalna mrlja** (*focal spot*). Zbog toga radiogram nije savršeno oštra slika, već ima konačnu razlučivost (SLIKA 4.9A).

Anoda mora imati dovoljnu površinu da ju oslobođena toplina ne rastali. Fokalna se mrlja može smanjiti otklanjanjem katode prema okomici snopa. Na taj se način postiže da je **efektivna veličina fokalne mrlje** manja od njene stvarne veličine (SLIKA 4.9B).



SLIKA 4.9. Čimbenici oštrine radiograma (polusjene).

Smanjenjem efektivne veličine fokalne mrlje radiogram postaje oštriji. Međutim, time se sve manji dio emitiranih fotona koristi za stvaranje slike (smanjuje se prostorni kut pod kojim dio objekta "vidi" anodu). Dakle, cijena koju plaćamo je smanjenje intenziteta zračenja, što zahtijeva povećanje vremena ekspozicije (gubitak dinamike).

U kliničkoj praksi idemo za što boljom rezolucijom ako snimamo relativno statične strukture. U slučaju brzo pokretnih struktura potrebno je uskladiti između suprotnih zahtjeva oštrine i dinamičke informacije (tj. prostorne i vremenske rezolucije).

Konačna veličina izvora zračenja uvjetuje stvaranje tzv. **polusjene** na radiogramu. Iz SLIKE 4.9A je razvidno da širina polusjene:

1. raste s efektivnom veličinom fokalne mrlje

2. raste s povećanjem udaljenosti objekta do filma

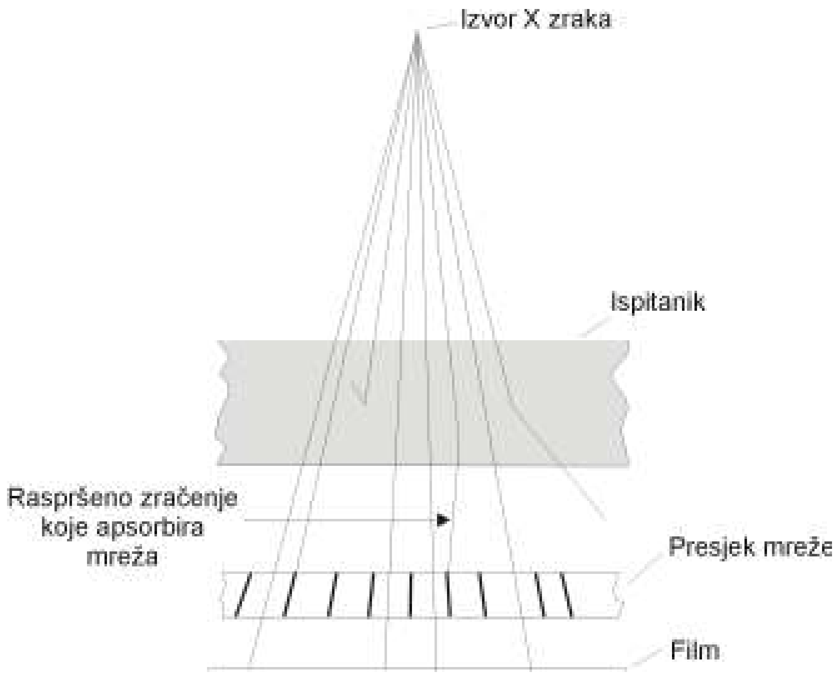
3. opada s povećanjem udaljenosti od izvora do filma

Znači da udaljavanje izvora od ispitanika (time i filma) poboljšava rezoluciju radiograma. Međutim, intenzitet zračenja opada s kvadratom udaljenosti od izvora, pa i za taj način poboljšanja slike vrijede ista ograničenja kao i za smanjenje efektivne površine fokalne mrlje (pregrijavanje anode, gubitak dinamika zbog duže ekspozicije).

Udaljenost objekta od filma zadana je anatomskim odnosima i položajem filma prema tijelu. Zato nije svejedno da li neki organ snimamo od naprijed prema unazad (antero-posteriorno) ili obrnuto. Strukture bliže filmu prikazat će se jasnije od udaljenijih, ali s manjim povećanjem.

RASPRŠENO ZRAČENJE UKLANJA SE OLOVNIM MREŽAMA

U stvaranju kontrasta radiograma učestvuju i fotoefekt i Comptonovo raspršenje u tijelu ispitanika. Glede rezolucije slike fotoefekt je poželjnije međudjelovanje. Naime, fotoefektom se foton potpuno apsorbira (nestaje), dok Comptonov raspršeni foton može izići iz tijela i osvijetliti film na "krivom" mjestu. Takvi događaji smanjuju i oštrinu i slikovne kontraste. To sprječavamo uporabom posebnih **olovnih mreža** (SLIKA 4.10).



SLIKA 4.10. Presjek olovne mrežice za uklanjanje raspršenog X zračenja. Olovne trake postavljaju se većom dimenzijom (5 mm) u smjeru izvora X zraka, u materijalu koji propušta X zračenje. U smjeru površine široke su samo 0.05 mm i odvojene oko 0.5 mm. Tako se većina primarnih (neraspršenih) fotona propušta, dok se raspršeno zračenje apsorbira u mrežici. Utjecaj sjene koju stvara mrežica uklanja se pomicanem mrežice tijekom snimanja.

Radiografske metode

PLANARNI SU RADIOGRAMI U PRAKSI NAJČEŠĆI

Najčešća metoda radiološke slikovne dijagnostike je **planarna radiografija**: dvodimenzionalni prikaz atenuacije X zraka u dijelu tijela kroz koji je prošao snop. Njene su prednosti jednostavnost, brzina, niska cijena i relativno mala doza apsorbiranog zračenja ispitanika.

Ponekad su informacije koje dobivamo planarnom radiografijom nedostatne. Mane metode su:

1. statičnost i

2. otežano razlikovanje tkiva različite debljine (dimenzije koja se ne prikazuje).

Stoga se razvijene metode koje poboljšavaju slikovne kontraste, kao i metode kojima možemo pratiti gibanja.

KONTRASTNA SREDSTVA DAJU SE U KRVOTOK I TJELESNE ŠUPLJINE

Drastično povećanje radioloških slikovnih kontrasta postiže se apliciranjem umjetnih kontrastnih sredstava u krvotok ili tjelesne šupljine. Najčešće se radi o sredstvima s visokom atomskim brojem (jod, barij) koji potpuno apsorbiraju zračenje i stvaraju oštru sjenu prema okolnomu tkivu. Druga je mogućnost istiskivanje tekućine iz prostora i uvođenje zraka. Time se također povećava uočljivost ispitivanog dijela, ali na suprotan način, putem povećane ekspozicije filma. Metode postižu nesuporedivo detaljne prikaze anatomskih struktura.

Mane davanja kontrastnih sredstava su:

1. mogućnost alergijskih i drugih neželjenih reakcija i

2. invazivnost, ako se punktiraju arterije ili tjelesni prostori

FLUOROSKOPIJA: STVARANJE RADIOGRAMA UŽIVO

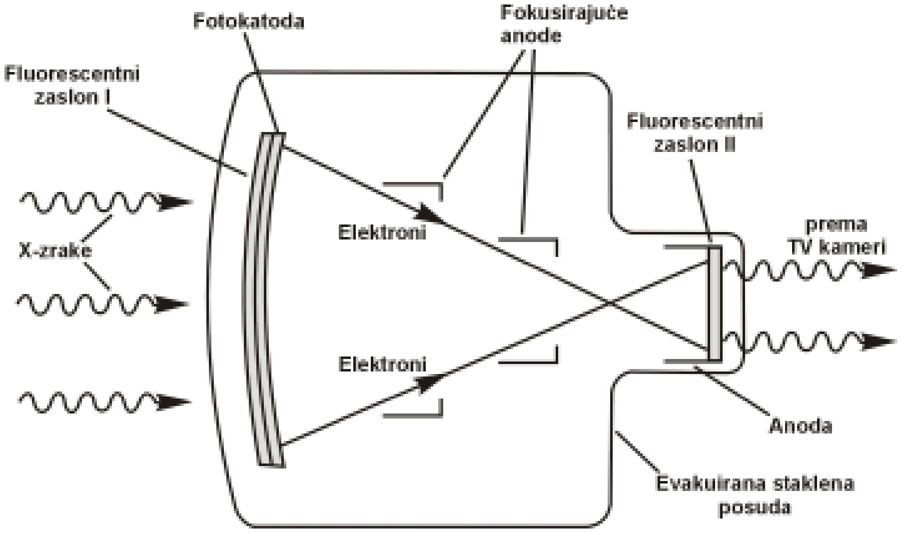
Za prikaz promjena u vremenu (dinamiku) valja film zamijeniti medijem na kojem ne ostaju trajni zapisi. To je moguće uporabom **fluorescentnih zaslona**. Na taj se način stvara “živa” rendgenska slika i možemo promatrati pokrete pluća pri disanju, rad srca, protok krvlju nošenog kontrasta, itd.

Nažalost, intenziteti zračenja koji stvaraju neposredno vidljivu sliku često su neprihvatljivo veliki. Stoga se svjetlina primarne slike višestruko pojačava (oko 1000 puta) uporabom **pojačala slike** (SLIKA 4.11).

Metoda se naziva **fluoroskopija** i omogućava jedinstvene dijagnostičke informacije. U usporedbi sa snimanjima na film, mane metode su:

1. znatno veće apsorbirane doze i

2. lošija rezolucija.



SLIKA 4.11. Dio energije X zraka koje apsorbira fluorescentni ekran oslobađa se emisijom fotona vidljive svjetlosti (Poglavlje 1.). Svjetlosni fotoni oslobađaju elektrone u priljubljenoj fotokatodi. Ti se elektroni potom ubrzavaju i fokusiraju na niz anoda na sukcesivno višim potencijalima. Jedan elektron na svakoj anodi izbije nekoliko sekundarnih elektrona. Konačno, višestruko pojačani elektronski snop pada na drugi fluorescentni zaslon. Ta se sekundarna slika obično još snima TV kamerom ili video snimačem.

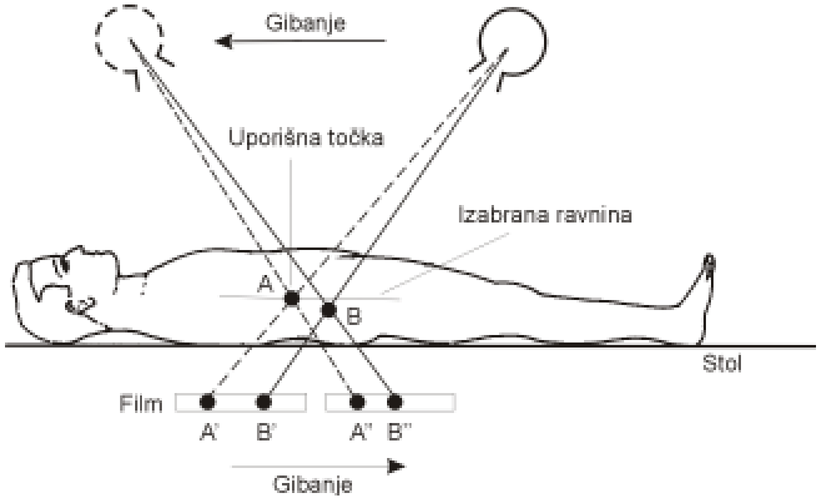
SLOJEVITA SNIMANJA POVEĆAVAJU KONTRASTE

Radiogrami su projekcija trodimenzionalnih struktura u ravninu filma (ili fluorescentnog ekrana), slično kao što su scintigrami ravninski prikaz trodimenzionalne raspodjele radioindikatora. Različite debljine susjednih tkiva otežavaju njihovo razlikovanje. Izdvajanje sloja koji nas zanima uklanja taj problem, jer su svi detalji iste debljine.

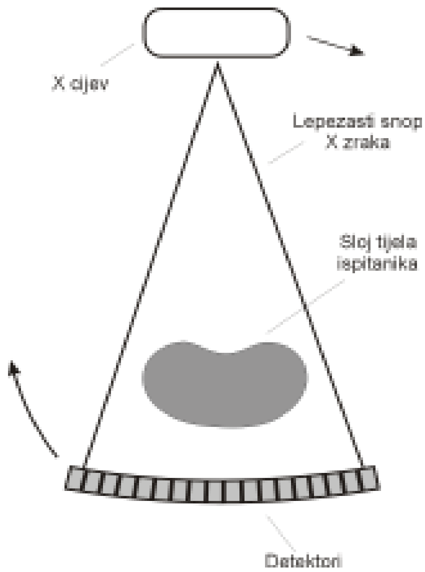
Dvije su tomografske metode radiološke dijagnostike: **klasična tomografija** i **kompjuterizirana tomografija (CT)**. U prvoj se tomogram dobiva izravno, na način da se film i izvor zračenja tijekom snimanja kreću (SLIKA 4.12).

Nasuprot tome, CT je rekonstrukcijska metoda, gdje se slike presjeka tijela dobivaju uz pomoć računala.

Ulazni podaci su prigušenja X zraka koje pod raznim smjerovima prolaze kroz tijelo, u ravnini izabranog presjeka. Ti se podaci dobivaju tako da se intenziteti zračenja koja izlaze iz tijela (mjereni pomoću scintilacijskih detektora) usporede s početnim (neprigušenim) intenzitetom (SLIKA 4.13).



SLIKA 4.12 Uređaj za linearnu tomografiju. Rendgenska cijev i film su mehanički povezani, tako da se paralelno pokreću, s uporištem u ravnini izabranog sloja. Na taj su način slike objekata u izabranoj ravnini (npr. A), uvijek na istom mjestu na filmu (A′), dok su slike objekata izvan te ravnine (npr. B) razmrljane, jer se ostvaruju na različitim mjestima na filmu (B′ i B′′).



SLIKA 4.13 CT uređaj 3. generacije. Izvor odašilje lepezast snop X zraka koji prolazi kroz ispitivani presjek tijela. Intenzitet propuštenih zraka mjeri se pomoću nekoliko tisuća malih detektora, koji čine kružni isječak. Tijekom snimanja jednog sloja izvor i detektor kruže oko njegovog središta. Nakon toga se ispitanik pomiče uzduž osi uređaja, te započinje snimanje sljedećeg paralelnog sloja. Podaci se šalju u računalo koje rekonstruira slike.

Nekoliko je rekonstrukcijskih algoritama. Jedan je od njih sličan metodi unazadnog projiciranja SPECT podataka (2. Poglavlje). Razlika je što su *izlazni podaci*, umjesto gustoća radioindikatora, koeficijenti linearnog prigušenja (μ) u izabranom sloju tijela. CT tomogram u memoriji računala je matrica brojeva. Koeficijente prigušenja prikazujemo kao relativne brojeve, koji se nazivaju **CT brojevima**:

$$\text{CT broj} = 1000 \text{ x } (\mu_{\text{tkivo}} - \mu_{\text{voda}})/\mu_{\text{voda}}$$

Uobičajen raspon CT brojeva je od –500 (zrak) do 500 (kompaktna kost). CT broj mekih tkiva je oko nule (SLIKA 4.14). CT broj se naziva i **radiološka gustoća**. Iako se radi o bezdimenzionalnoj veličini, ponekad se radiološka gustoća izražava u tzv. Hounsfieldovim jedinicama (HU), u čast istraživača koji je 1972. godine razvio prvi komercijalni CT uređaj.

CT tomografija omogućila je drastična poboljšanja u usporedbi s ravninskom radiografijom. Ravninski radiogrami oštro razlučuju meka tkiva prema kostima, dok se detalji mekog tkiva, poput krvnih žila prikazuju tek uz pomoć kontrastnog sredstva. Zbog izdvajanja tankog sloja (debelog nekoliko milimetara), na CT tomogramima možemo razlikovati tkiva koja se tek neznatno (manje od 1 %) razlikuju u linearnom koeficijentu prigušenja X zraka.

Kao i u slučaju drugih tomografija, nesavršenosti rekonstrukcijskog postupka degradiraju rezoluciju slike. Tako je rezolucija CT tomograma oko 1 mm, dok je na planarnim radiogramima nešto manja (bolja). Taj mali gubitak rezolucije manje je važan od drastičnog povećanja slikovnih konstrasta.

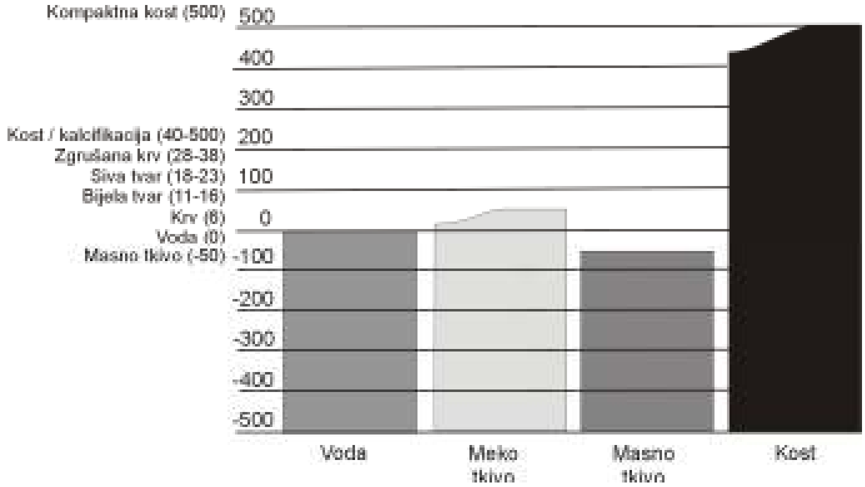
Osim toga CT tomogram je primarno kvantitativna slika, koju možemo matematički analizirati i tako pridonijeti vizualnoj prosudbi slike na video zaslonu.

NOVIJE GENERACIJE CT UREĐAJA SU SVE BRŽE

U prvom CT uređaju izvor X zraka bio je vrlo kolimiran, stvarajući praktički samo jednu zraku (*pencil beam*). Snimanje jednog sloja trajalo je oko 3 minute, a cijela pretraga puno više (obično područje koje nas zanima obuhvaća desetak slojeva, svaki debljine 2-3 mm). Obzirom da pomicanje ispitanika znatno degradira kvalitetu CT slike, klinička je primjena metode bila ograničena na snimanje glave (koja se mogla mehanički učvrstiti). Snimke prsnog koša i abodomena bile su znatno zamućene zbog respiracijskih pokreta nutarnjih organa.

Druga i sljedeće generacije koriste **lepezasto kolimiran izvor zraka** (*fan beam*). U uređajima 3. i 4. generacije snop je širok, tako da sadrži cijeli presjek tijela (SLIKA 4.14). Tako je vrijeme snimanja jednog sloja skraćeno na 4-5 sekundi, što odgovara vremenu potrebnom da izvor završi rotaciju oko ispitanika. Time je omogućena primjena metode na prsni koš i abdomen (uz zadržavanje daha ispitanika tijekom snimanja).

Završetkom snimanja jednog sloja ispitanik se pomiče uzduž osi detektora, nakon čega počinje snimanje drugog sloja. Napredak u kvaliteti slike omogućen je varijantom uređaja 4. generacije koja se naziva **spiralni CT**. Tu pomicanje ispitanika duž osi nije intermitentno, već stalno. Na taj način izvor zraka opisuje spiralnu putanju oko ispitanika, po čemu je uređaj dobio ime.



SLIKA 4.14 Tipične radiološke gustoće tkiva glave.

Na CT uređajima 3. i 4. generacije tomogrami se snimaju relativno brzo, uz mogućnost kontrole respiracijskih pokreta. No to su još uvijek statična snimanja, a neizbježni i brzi pokreti srca i pulzirajućih krvnih žila zamućuju slike.

Veliki korak naprijed omogućava peta generacija CT uređaja. Tu nema pokretnih mehaničkih dijelova, već se elektronski snop brzo pomiče po zaobljenoj meti, koristeći elekronsku kolimaciju. Vrijeme snimanja sloja skraćeno je na desetak milisekundi. Osim toga, koristeći više meta, omogućeno je istodobno snimanje više slojeva (*multi-slice CT*). Time su omogućena dinamička CT snimanja, a slike srca i dobro prokrvljenih organa (poput jetre) puno su jasnije.

Provjera znanja

Od 5 ponuđenih odgovora uvijek je točan samo jedan

4.1 *Nakon udara u anodu rendgenske cijevi, kinetička se energija elektrona:*

a) većinom pretvara u toplinu
b) većinom pretvara u energiju X zraka
c) isključivo pretvara u energiju X zraka
d) dijelom pretvara u kinetičku energiju rotacije anode
e) eksponencijalno smanjuje u nulu

4.2 *Položaji karakterističnih linija spektra X zračenja ovise o:*

a) cijevnom naponu
b) intenzitetu X zračenja
c) struji grijanja katode
d) brzini rotacije anode
e) sredstvu od kojega je napravljana anoda

4.3 *Porast kvalitete snopa X zračenja:*

a) povlači rast učestalosti foto-efekta u izloženom sredstvu
b) ima za posljedicu povećano grijanje anode
c) ostvaruje se povećanim grijanjem katode
d) može se ostvariti filtracijom X zraka
e) ostvaruje se smanjenjem cijevnog napona

4.4 *Želimo li na planarnom radiogramu prsnog koša jasnije vidjeti rebra:*

a) povećat ćemo vrijeme ekspozicije
b) uporabit ćemo poseban film
c) povećat ćemo struju grijanja katode
d) povećat ćemo cijevni napon
e) smanjit ćemo cijevni napon

4.5 *Rezolucija planarnog radiograma ovisi o svemu OSIM o:*

a) efektivnoj veličini fokalne mrlje
b) udaljenosti objekt-film
c) udaljenosti fokus-film
d) cijevnom naponu
e) orijentaciji mete

4.6 *Transmisijska kompjuterizirana tomografija (CT) probitak je u odnosu na planarne metode glede:*

a) poboljšanja rezolucije slike
b) smanjenja radijacijske doze ispitanika
c) omogućavanja registracije dinamičkih procesa
d) smanjenja zamućenja slike zbog micanja tijela (organa)
e) detekcije lezija mekog tkiva

5. poglavlje

FIZIKA ULTRAZVUČNE DIJAGNOSTIKE

- Nastajanje, širenje i detekcija ultrazvuka

  Ultrazvuk koristimo zbog zanemarive difrakcije
  Piezoelektrični kristal stvara i detektira ultrazvuk
  Refleksije se događaju na granicama različitih sredstava
  Gubitak zvučne energije ovisi o sredstvu i frekvenciji zvuka

- Prikazi ultrazvučnih odjeka

  A-prikaz daje dubine reflektirajućih granica
  B-prikaz je živa slika presjeka tijela
  M-prikaz je grafički zapis brzina gibanja
  Brzine gibanja mjerimo i pomoću Dopplerove pojave

- Parametri ehograma

  Kontrastno se prikazuju tkiva različite gustoće i elastičnih svojstava
  Dva parametra rezolucije ultrazvučne slike
  Artefakti ultrazvučne slike

Nastajanje, širenje i detekcija ultrazvuka

ULTRAZVUK KORISTIMO ZBOG MALE DIFRAKCIJE

Ultrazvuk su zvučni valovi frekvencija iznad onih koje čuje ljudsko uho, tj. iznad oko 20 kHz. Frekvencije koje se rabe u slikovnoj dijagnostici u rasponu su od 1 do 20 MHz. Fizikalna svojstva ultrazvuka ne razlikuju se od zvučnih valova drugih frekvencija. U dijagnostici ga koristimo zbog relativno malog ogiba (difrakcije).

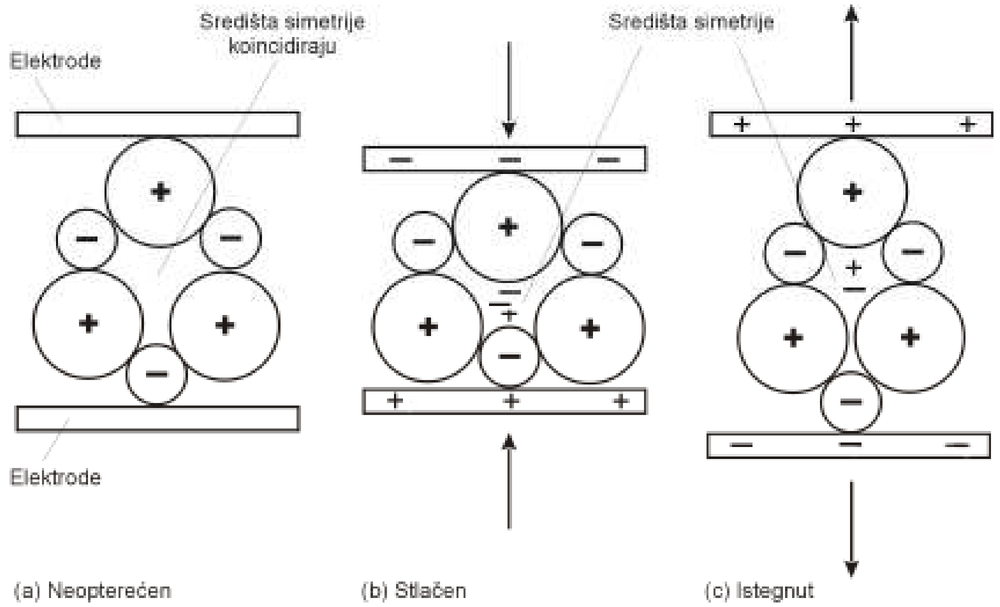
U suštini, ultrazvučni izvor šalje kratke pulseve visokih frekvencija u tijelo. Vrijeme koje prođe dok se reflektirani puls vrati do izvora predstavlja informaciju o položaju raznih struktura na pravcu širenja pulsa. Zato je bitno da se puls širi po pravcu, bez skretanja. Međutim, zvučni valovi skreću iza rubova šupljina (ogib), i to tim više što je valna duljina veća. Ultrazvučne valne duljine u mekom tkivu većinom su manje od 1 mm, te je skretanje ultrazvučnog pulsa sa stajališta slikovne dijagnostike zanemarivo.

PIEZOELEKTRIČNI KRISTAL STVARA I DETEKTIRA ULTRAZVUK

Piezoelektrični kristali (kvarc ili sintetska keramika-olovni cirkonantni titanat) mijenjaju veličinu u električnom polju. Također, ako te kristale vanjska sila deformira, oni stvaraju električno polje. Te su pojave posljedica odvajanja središta pozitivnih i negativnih naboja u kristalnoj rešetki (SLIKA 5.1).

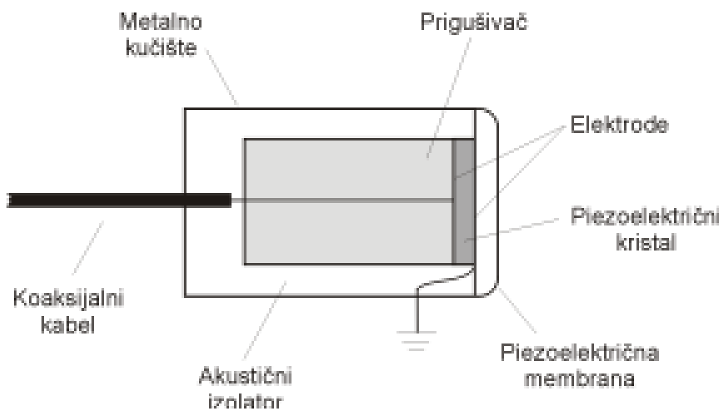
Ako je vanjsko električno polje izmjenično, kristal će titrati s frekvencijom polja. Ako je ta frekvencija dovoljno velika, vibracije će biti izvor ultrazvuka. Obrnuto, ako ultrazvučni val pobudi kristal na titranje, generirat će se promjenjivo električno polje iste frekvencije. To znači da se piezoelektrični kristal može koristiti i kao izvor i kao detektor ultrazvuka, tj. kao **piezoelektrični (elektro-mehanički) pretvarač**.

Te će pojave biti najizraženije ako je frekvencija titranja kristala jednaka njegovoj **vlastitoj frekvenciji**, kada kristal **rezonira**. Kristal rezonira kada je polovica njegovoj debljine jednaka valnoj duljini. Dakle, vlastita frekvencija kristala tim je veća što je kristal tanji. Kada u praksi govorimo da je određeni pretvarač određene frekvencije (npr. 2 ili 5 MHz) mislimo na njegovu vlastitu frekvenciju, iako on može emitirati (i još važnije detektirati) i ultrazvučne valove nešto manjih ili većih frekvencija od vlastite.



SLIKA 5.1 U relaksiranom stanju središta simetrije pozitivnih i negativnih naboja u kristalnoj rešetki padaju u istu točku, te na plohama kristala nema efektivnog naboja (a). Ako se, međutim, kristal deformira (b i c), na plohama se pojavljuju suprotni slobodni naboji, što između njih stvara razliku potencijala (**piezoelektrični efkekt**). Također, ako se plohe kristala spoje na različite potencijale, središta simetrije naboja se pomiču, čime se kristal deformira (**inverzni piezoelektrični efekt**).

Ultrazvučni se pretvarač sastoji od tankog kristala (par desetinki milimetra), na čije su nasuprotne plohe priljubljeni filmski namazi srebrnih elektroda (SLIKA 5.2). Elektroda u kontaktu s ispitanikom je uzemljena (spojena s uzemljenim metalnim kućištem), dok je druga koaksijalnim kabelom spojena s izvorom napona (kada je pretvarač izvor), odnosno s pojačalom i katodnim osciloskopom (kada je pretvarač detektor).



SLIKA 5.2. Shema piezoelektričnog pretvarača. Debljina kristala jednaka je polovini rezonantne valne duljine.

Da bi se što bolje vremenski razlučili dolazni odjeci, moraju se koristiti vrlo kratki pulsevi (koji traju 1μs ili kraće). Zbog toga je potrebno da se, nakon pobude, titranje kristala brzo uguši. Zbog toga je iza poleđine pretvarača masivan prigušivački materijal (araldit ili drugi epoksi-rezin), dodatno obavijen akustičnim izolatorom (pluto s gumom).

Visoke frekvencije prigušuju se lakše od nižih. Ta je činjenica, zajedno s manjom difrakcijom, u pozadini činjenice da ultrazvučni pretvarači visokih vlastitih frekvencija omogućavaju bolje razlučivanje od pretvarača nižih frekvencija. Uporaba visokih frekvencija ograničena je, međutim, njihovom jakom apsorpcijom u tkivu. O svemu ćemo tome opširnije u nastavku.

REFLEKSIJA SE DOGAĐA NA GRANICAMA RAZLIČITIH SREDSTAVA

Umnožak gustoće (ρ) i brzine širenja zvuka u sredstvu (v) naziva se **zvučni otpor (*Z*)**. Dakle:

$$Z = \rho v$$

Kada zvuk, prostirući se sredstvom zvučnog otpora Z_1, naiđe na sredstvo različitog zvučnog otpora Z_2, dio energije titranja prenese se u drugo sredstvo, dok se ostatak reflektira. Udio reflektiranog intenziteta (Ir) u upadnom intenzitetu (Iu) tim je veći što je veća razlika između zvučnih otpora sredstava. U slučaju okomitog upada vrijedi:

$$\text{koeficijent refleksije } (\alpha) = I\text{r}/I\text{u} = ((Z_2 - Z_1)/(Z_2 + Z_1))^2$$

Valja uočiti:

- ako je $Z_2 = Z_1$ nema refleksije i

- ako su Z_2 i Z_1 vrlo različiti gotovo sva upadna energija se reflektira.

TABLICA 5.1 prikazuje akustične parametre raznih tkiva.

TABLICA 5.1 Zvuk u biološkim materijalima

Sredstvo	**Gustoća (ρ) kgm^{-3}**	**Brzina (v) ms^{-1}**	**Zvučni otpor Z =ρv (kgm^{-2}s^{-1})**
Zrak	1.3	330	429
Voda	1000	1430	1.43×10^6
Krv	1060	1570	1.59×10^6
Mozak	1025	1540	1.58×10^6
Masno tkivo	952	1450	1.38×10^6
Mišić	1075	1590	1.70×10^6
Kost (varira)	1400	4000	5.6×10^6
	1908	4080	7.78×10^6

Iz nje nalazimo:

- Na granici mekih tkiva, npr. mišić/masno tkivo reflektira se samo 1 % zvučne energije. To je međutim dovoljno za detekciju, dok ostatak prodire dublje i može dati daljnje odjeke (slike).
- Na granici meko tkivo/kost dolazi do jačih refleksija. Premalo upadnog vala prodire dovoljno duboko, te se može detektirati samo nekoliko raznih ploha. Posljedično je ultrazvučni pregled mozga lakši kod novorođene djecu, koja nemaju potpuno razvijenu koštanu strukturu lubanje, nego kod odraslih.
- Na granici zrak/meko (ili drugo) tkivo dolazi do gotovo potpune refleksije zvuka (99.9 % u slučaju mekog tkiva). To iziskuje uporabu specijalnih gelova, koji eliminiraju zrak u prostoru između pretvarača i kože, od koje se ne razlikuju po zvučnom otporu. Također je zbog toga nemoguć ultrazvučni pregled pluća.

U slučaju kosog upada na granicu, reflektirani i propušteni valovi imaju različite smjerove od upadnog vala. Ako je granica glatka (ravni dijelovi su joj veći od valne duljine), upadni i reflektirani smjerovi zauzimaju jednake kutove prema okomici, dok se smjer propuštenog vala otklanja prema okomici u sredstvu gdje je brzina širenja manja (Snellov zakon). Također se, u odnosu na okomiti upad, smanjuje koeficijent refleksije, odnosno povećava udio propuštenog intenziteta.

GUBITAK ZVUČNE ENERGIJE OVISI O SREDSTVU I FREKVENCIJI ZVUKA

Intenzitet I_0 ravnog, zvučnog vala određene frekvencije opada s putem x koji val prevaljuje u sredstvu prema relaciji:

$$I = I_0 \, e^{-\mu x}$$

Uzroci tom prigušenju (atenuaciji) su: apsorpcija zvučne energije (njeno pretvaranje u toplinu zbog trenja), te skretanje vala zbog difrakcije i raspršenja (male čestice apsorbiraju dio zvučne energije, koju reemitiraju u svim smjerovima). Koeficijent prigušenja μ ovisi o frekvenciji vala i o samom sredstvu (TABLICA 5.2).

TABLICA 5.2 Koeficijenti prigušenja zvuka (μ) različitih tkiva

Tkivo	**Frekvencija (MHz)**	**μ (cm^{-1})**	**Debljina poluprigušenja: ln2/μ (cm)**
Mišić	1	0.26	2.7
Masno tkivo	0.8	0.1	6.9
Mozak	1	0.22	3.2
Kost	0.6	0.8	0.95
	0.8	1.8	0.34
	1.2	3.4	0.21
	1.6	6.4	0.11
	1.8	8.4	0.08
	2.25	10.6	0.06
	3.5	15.6	0.045
Voda	1	5×10^{-4}	1.4×10^{3}

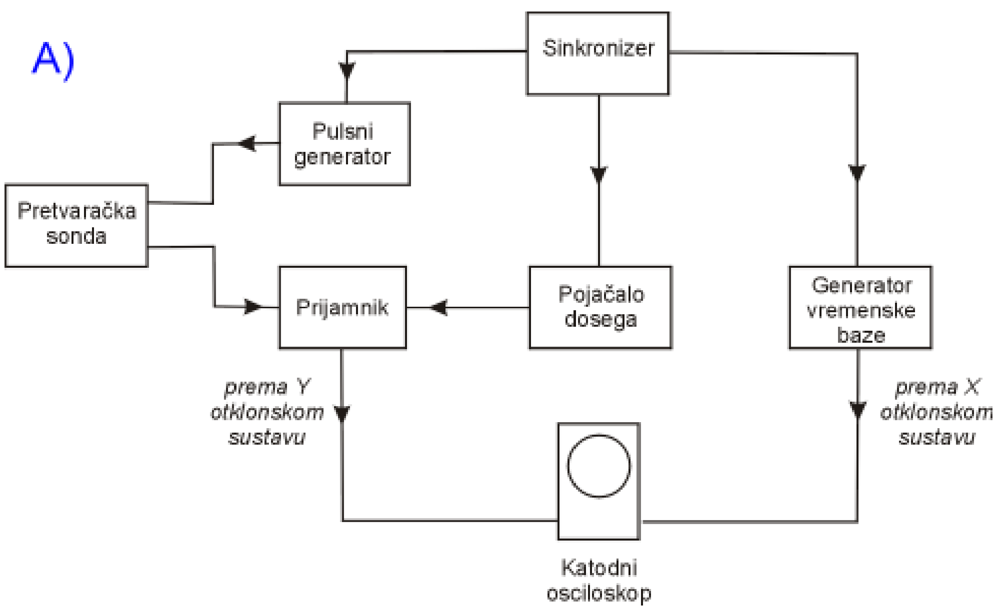
→ *Više frekvencije jače se apsorbiraju (pretvaraju u toplinu) od nižih, što ograničava dijagnostičku uporabu visokih ultrazvučnih frekvencija na površinske organe.*

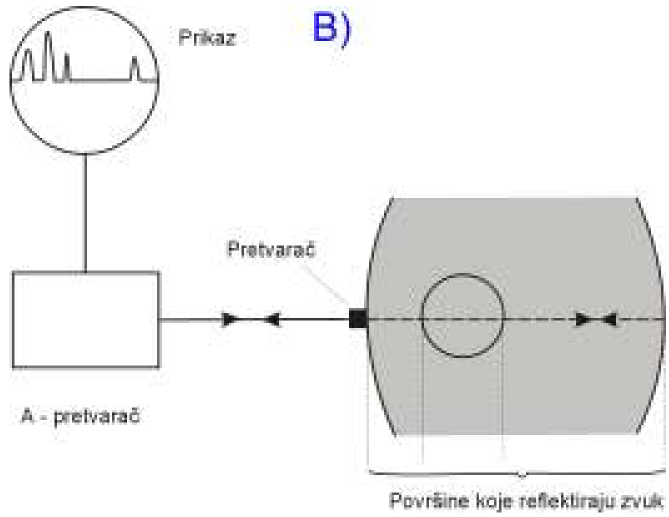
Valja uočiti i da je prigušenje zvuka u kostima znatno veće od prigušenja u mekom tkivu, ponajviše zbog veće gustoće kostiju. Također je važna činjenica da se zvuk u vodi guši drastično manje nego u mekom tkivu, pored zanemarive razlike u gustoći (razlika je u prisutnosti makromolekula). Zato je u vodi moguća akustična komunikacija.

Prikazi ultrazvučnih odjeka

A-PRIKAZ DAJE DUBINE REFLEKTIRAJUĆIH PLOHA

A-prikaz (*A-scan* ili *A-mode*) najjednostavniji je način prikaza ultrazvučnih odjeka. Iako se tim načinom dobiva samo jednodimenzionalna informacija, isti se princip koristi i u stvaranju ultrazvučnih slika u dvije dimenzije. Metoda se zasniva na mjerenju vremena tijekom kojega ultrazvučni puls putuje do pojedine granice sredstava, te se, istim putem vraća natrag (SLIKA 5.3).





SLIKA 5.3. Pulsni generator električki pobuđuje pretvarač na emisiju kratkog (oko 1 μs) ultrazvučnog pulsa. Pobuda dolazi od **sinkronizera**, koji istodobno aktivira **generator vremenske baze** i **pojačalo dosega** (*swept-gain amplifier*). Generator vremenske baze daje napon koji uzrokuje stalni horizontalni pomak svijetle točke na ekranu katodnog osciloskopa. Nakon što puls uđe u tijelo, serija reflektiranih pulseva manjih intenziteta vraća se na pretvarač, koji tada radi kao detektor. Svaki reflektirani puls generira mali napon između nasuprotnih ploha pretvarača. Ti se naponi prenose u **prijamnik**, gdje se najprije pojačavaju. Tu funkciju obavlja pojačalo dosega. Odjeci iz dubljih dijelova tijela pretrpe veće prigušenje od površinskih. Na osnovu vremenske informacije, dobivene iz sinkronizera, pojačalo dosega pojačava dublje odjeke više od površinskih **(A)**. Tako korigirani naponi se potom prenose na sustav za vertikalni otklon katodnog osciloskopa, gdje se prikazuju kao niz impulsa na ekranu **(B)**. Ako vrijeme između dva odjeka podijelimo s dva i pomnožimo s brzinom širenja zvuka u mekom tkivu (prosječno 1500 m/s) dobivamo udaljenost između reflektirajućih površina. Na taj se način katodni osciloskop može baždariti da udaljenosti između impulsa odgovaraju stvarnim udaljenostima.

Da bismo dobili realnu sliku u vremenu, pretvarač radi kao emiter u ravnomjernim vremenskim razmacima, nekoliko tisuća puta u minuti. Ta se učestalost naziva **frekvencija opetovanja pulsa**. Dovoljno je velika za dobru vremensku rezoluciju pokretnih struktura, a dovoljno mala da se svi odjeci koji potiču od jednog pulsa vrate u pretvarač prije slanja sljedećega. U tipičnom primjeru frekvencije opetovanja od 1 kHz i pulseva koji traju 1 μs, pretvarač samo 0.1 % vremena (1 ms unutar jedne sekunde) radi kao emiter, dok je ostalo vrijeme raspoloživo za detekciju.

Obzirom da je, nakon korekcije zbog prigušenja, veličina naponskih impulsa proporcionalna koeficijentu refleksije, A-prikaz ukazuje i na vrste reflektirajućih ploha.

A-prikaz se koristi u opstetriciji, kardiologiji, oftalmologiji i neurologiji, te kao pomoćno sredstvo u kompleksnijim prikazima. A-prikaz je samo jednodimenzionalna informacija o refleksijama duž osi pretvarača. Zbog raznih kosih refleksija (koje se ne vraćaju do pretvarača) dobivena slika bitno ovisi o orijentaciji pretvarača prema ispitivanim strukturama. Zato mu je primjena ograničena na:

-strukture koje je lako identificirati, poput: odjeka na nasuprotnim stranama lubanje (mjerenje biparijetalnog promjera u fetusa), odjeka središnjice mozga (detekcija njenog pomaka zbog tumorske mase, hematoma ili apscesa), odjeka različitih očnih tkiva (odvajanje odjeka retine i sklere ukazuje na ablaciju retine), kao i na

-strukture čije periodično gibanje pomaže u orijentaciji pretvarača (srčani zalisci).

B-PRIKAZ JE ŽIVA SLIKA PRESJEKA TIJELA

B-prikaz (*B-scan* ili *B-mode*) je ekstrapolacija A-prikaza u dvije dimenzije. Na taj način dobivamo slike presjeka tijela.

Elektronika uređaja može u jednom trenutku služiti samo jednom pretvaraču. Zato se pretvarači jedan po jedan pale i gase, na način da se cijeli niz aktivira oko 25 puta u sekundi. Tako se dobiva zadovoljavajuća vremenska rezolucija. (Serijsko uključivanje pretvarača u nizu nije samo nužnost, već ima i sljedeću prednost: odjeci kosih refleksija ne mogu pobuditi "krive" pretvarače, jer oni tada nisu u funkciji.)

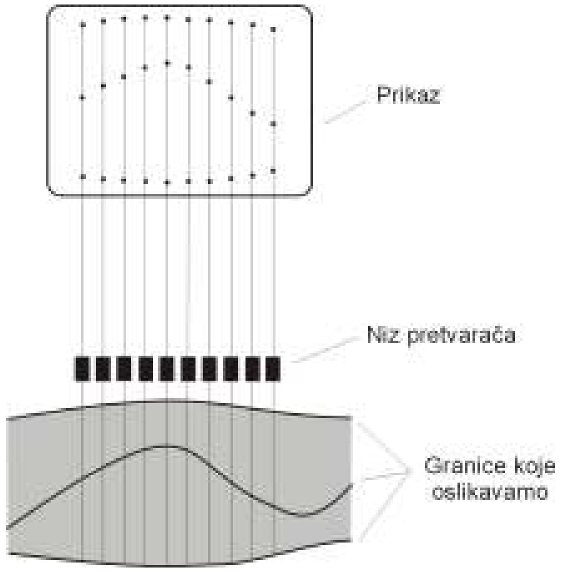
Kvalitetu slike ograničava:

- Konačna veličina pretvarača, tako da u lateralnom smjeru ne možemo razlučiti objekte manjih dimenzija od veličine pretvarača (nekoliko milimetara).

Okomiti upadi na plohe su relativno rijetki, a jedino se takvi odjeci detektiraju, dok se drugi gube. Tu valja razlikovati dva slučaja. (1) Glatke zaobljene površine (npr. dijafragmu) valja promatrati iz više kutova, što se postiže stalnim rotiranjem osi pretraživača (sonde). (2) Nepravilne površine, koje se sastoje od različito orijentiranih dijelova, manjih od valne duljine zvuka (npr. parenhim jere) uvijek reflektiraju zvuk u različitim pravcima. Dio koji se vraća u istom smjeru (kojeg detektiramo) ne ovisi o kutu upada, pa sondu ne treba rotirati.

B-prikaz je najčešća metoda ultrazvučne dijagnostike. Primjenjuje se u rutinski u praćenju trudnoće, te za detekciju cista, tumora i drugih abnormalnosti u gotovo svim organima. Također se primjenjuje kao orijentir pri perkutanim operacijskim zahvatima i biopsijama.

Obzirom da je djelomična refleksija zvuka na granicama različitih struktura osnovna slikovna informacija, ultrazvučnu slikovnu dijagnostiku kratko nazivamo i **ehografijom**, a same slike **ehogramima**. Valja uočiti da je ehografija jedina metoda slikovne dijagnostike u kojoj se slike presjeka tijela dobivaju neposredno, bez matematičke rekonstrukcije. Osim toga, ti se presjeci dobivaju u realnom vremenu, što je iznimno i teško ostvarivo kod drugih tomografija.

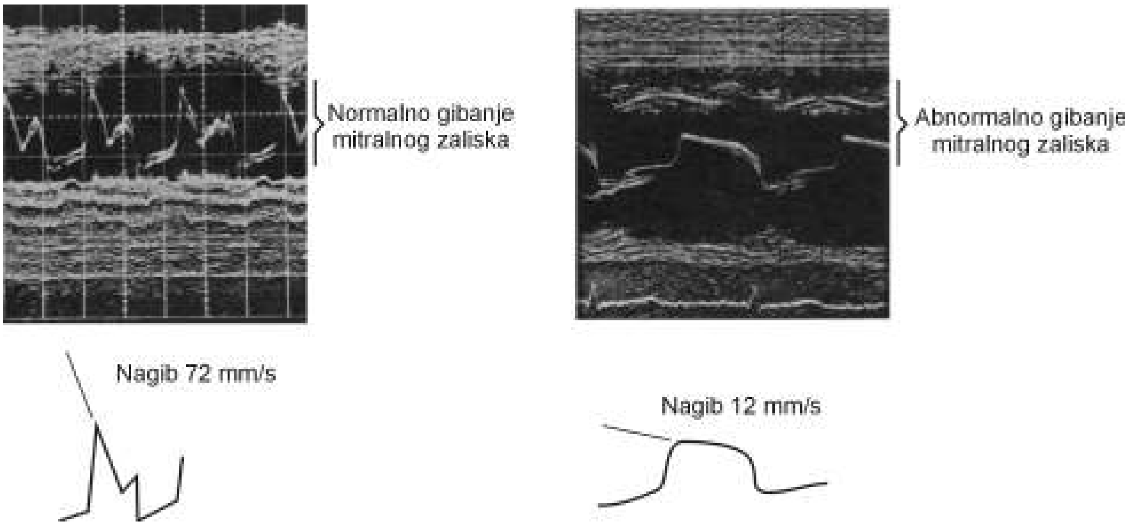


SLIKA 5.4 Najčešće se koristi tzv. **linearni redni pretraživač** (*linear array scanner*). Da bi se dobila druga dimenzija, umjesto jednog, koristimo niz od stotinajak malih pretvarača poredanih jedan uz drugi. Svaki od njih odašilje i prima odjeke struktura koje se nalaze ispred njega, što se prikazuje svijetlim točkama na ekranu katodnog osciloskopa. Svjetlina točke dana je intenzitetom odjeka, a poziciju određuje pozicija pretvarača koji je detektirao odjek (*x* koordinata) i vrijeme od emisije do odjeka, kao u A-prikazu (*y* koordinata). Ostali su dijelovi uređaja isti kao na SLICI 5.3.

M-PRIKAZ JE GRAFIČKI ZAPIS BRZINA GIBANJA

Iako su A i B prikazi žive slike u realnom mjerenju, brzine gibanja ultrazvučno mjerimo posebnim tehnikama. U slučaju srčanih struktura rabi se tzv. M-prikaz (*M-scan* ili *M-mode*).

Radi se o A-prikazu s drukčijim grafičkim rješenjem, koji neposrednije prikazuje brzine. I ovdje se mjere samo refleksije uzduž osi pretvarača, ali se odjeci prikazuju kao svijetle točke u ravnini čija je *x*-os vrijeme a *y*-os dubina odjeka. Na taj se način brzine gibanja prikazuju kao nagibi linijskih struktura slike (SLIKA 5.5).



SLIKA 5.5 M-prikaz gibanja mitralnog zaliska. Brzina zatvaranja zaliska prikazana je nagibom, koji je shematski izdvojen ispod svake slike. U prvom se slučaju (A) radi o normalnoj funkciji, kada je brzina zatvaranja 72 mm/s. Drugi se prikaz (B) odnosi na tešku mitralnu stenozu zbog koje je zatvaranje zaliska vrlo usporeno. Inače, znakom mitralne stenoze smatraju se brzine zatvaranje manje od 35 mm/s.

BRZINE GIBANJA MJERIMO I POMOĆU DOPPLEROVE POJAVE

Kada se zvučni val frekvencije f reflektira od pokretnog predmeta brzine v (koja je puno manja od brzine širenja zvuka u sredstvu c), njegova se frekvencija mijenja za:

$$\Delta f = 2fv/c$$

Radi se o primjeru Dopplerovog efekta, a relacija vrijedi za slučaj da se izvor giba direktno prema prijamniku (koji je nepokretan u sredstvu širenja vala). Pri tome je promjena pozitivna ako se predmet giba prema prijamniku (opažaču), a negativna ako se giba od prijamnika.

Ova se pojava koristi u ultrazvučnim mjerenjima brzina krvi i gibanja organa u fetusa. Najčešće se koriste kontinuirani valovi ultrazvuka, a ne pulsevi. Zato su emiter i detektor ultrazvuka zasebni dijelovi uređaja. Poslani i reflektirani val se elektronski miješaju, stvarajući tzv. **udare** (*beats*). Frekvencija udara jednaka je Δf. Ona se elektronički mjeri, preračunava u brzinu v, koja se prikazuje na ekranu (SLIKA 5.6). Također se sami udari mogu slušati preko slušalica ili zvučnika (tako fetalno srce proizvodi raspon frekvencija udara koji podsjeća na konjski galop i iskusno uho može prepoznati mnoge abnormalnosti).

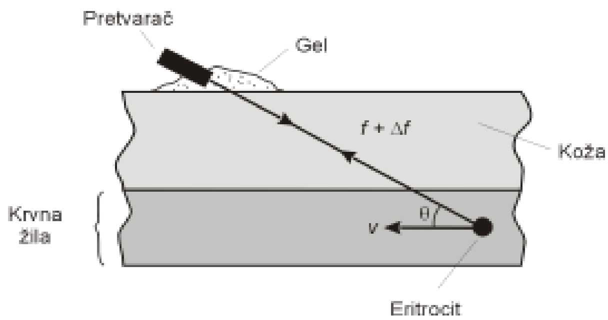


SLIKA 5.6. Komponente ultrazvučnog uređaja za mjerenje brzina Dopplerskom metodom.

U praksi je često nemoguće usmjeriti pretvarač u pravcu gibanja objekta koji nas zanima, osobito u slučaju mjerenja brzina protoka krvi. Ukoliko smjer gibanja objekta zatvara kut θ prema opažaču (SLIKA 5.7), samo komponenta brzine prema opažaču $v\cos\theta$ uzrokuje promjenu frekvencije, te vrijedi:

$$\Delta f = 2fv\cos\theta/c$$

U mjerenjima protoka krvi valja znati da se valovi refletiraju od eritrocita, koji imaju najveće brzine u središtu krvne žile, dok brzine prema periferiji padaju u nulu. Zato rezultate mjerenje treba usrednjiti preko cijelog presjeka krvne žile, a, ako se radi o pulzirajućim arterijama, i vremenski.



SLIKA 5.7 Mjerenje brzina protoka krvi Dopplerovom metodom.

Parametri ehograma

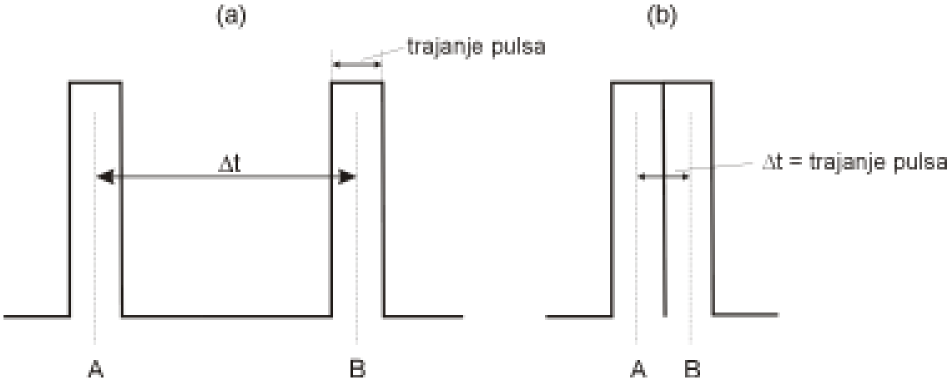
KONTRASTNO SE PRIKAZUJU TKIVA RAZLIČITE GUSTOĆE I ELASTIČNIH SVOJSTAVA

Ehogram je slika odjeka koji se događaju na granicama sredstava različitih zvučnih otpora, tj. umnožaka gustoće sredstva i brzine gibanja zvuka u tom sredstvu. Brzina gibanja zvuka u fluidu raste s gustoćom sredstva i elastičnim silama koje povezuju čestice sredstva. Upravo je ovisnost zvučnog otpora o jakosti međumolekularnih sila komparativna prednost ultrazvučne dijagnostike. U pozadini je činjenice da neke tipove mekog tkiva bolje razlikujemo ultrazvučno nego radiološki (gdje kontrast osiguravaju samo razlike u gustoći).

Tkiva prostorno jednolikih ultrazvučnih otpora (npr. ciste ispunjenje tekućinom) prepoznajemo kao tamne strukture, bez odjeka. Nazivamo ih **anehogenima**. Parenhimatozna tkiva daju karakteristične odjeke (jer se sastoje od različitih struktura). Ukoliko su različite strukture koje čine tkivo uniformno raspoređene u volumenu tkiva, odjeci se prikazuju također uniformno, tj. **izoehogeno** (npr. štitnjača). Neki su organi (poput dojke) sastavljeni od više različitih tkiva i prikazuju se **heteroehogeno**. Prisutnost patološki promijenjenih tkiva u zdravom tkivu primjećujemo ili kao područja povećanih odjeka, tj. **hiperehogene lezije**, ili kao područja smanjenih odjeka, tj. **hipoehogene lezije**. Jasno je da lezije lakše uočavamo u organima izoehogenog prikaza, nego u heteroehogenim strukturama.

DVA PARAMETRA REZOLUCIJE ULTRAZVUČNE SLIKE

Aksijalna rezolucija je razlučivost detalja u smjeru osi pretraživača. Određena je trajanjem ultrazvučnog pulsa. Naime, idealno bi pulsevi trebali biti trenutni, tako da razmak između njih može biti po volji mali, a da se oni ne preklapaju. Realno svaki puls traje određeno vrijeme i drugi se može detektirati tek nakon isteka tog vremena. Slijedi da se dva objekta ne mogu razlikovati ako su bliži od udaljenosti koje val prijeđe tijekom trajanja jednog pulsa (SLIKA 5.8). Za pulseve od 1 μs, ta je udaljenost u mekom tkivu 1.5 mm (1 μs x 1500 m/s).



SLIKA 5.8 Udaljenosti između točaka A i B računaju se tako da se brzina zvuka pomnoži s vremenskim razmakom između uzastopnih refleksija, tj, s razmakom amplituda odgovarajućih pulseva Δt **(a)**. Taj se princip ne može primijeniti ako se pulsevi preklapaju. Granični slučaj, koji prikazuje razlučivost sustava, je dodirivanje pulseva, što odgovara objektima udaljenim onoliko koliko val pređe za vrijeme trajanja pulsa **(b)**.

Vrijeme trajanja pulsa određeno je brzinom prigušenja titranja piezoelektričnog kristala. Više se frekvencije mogu brže prigušiti. U sadašnjoj praksi jedan ultrazvučni puls mora trajati barem 3 perioda titranja kristala (odnosno sadržavati barem 3 valne duljine). Znači:

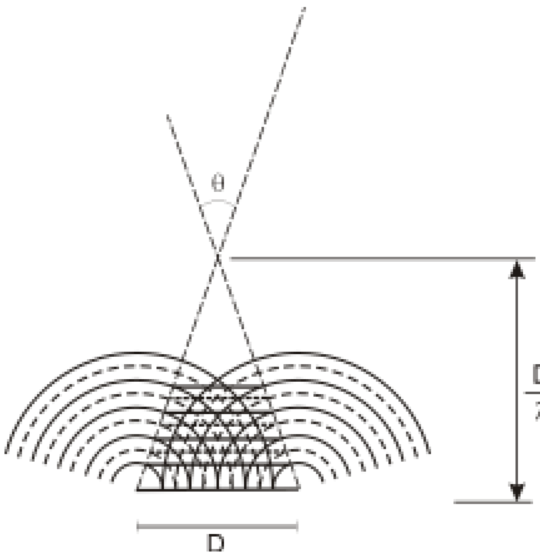
→ *Aksijalna rezolucija ehograma raste s frekvencijom piezoelektričnog pretvarača.*

Nažalost, povećanjem frekvencije ultrazvuka povećava se i njegovo prigušenje, pa u praksi koristimo najviše frekvencije koje još mogu osigurati potrebnu penetraciju. Tako, dok se u oftalmologiji koriste frekvencije od 10 do 20 MHz, za većinu se drugih organa koriste sonde frekvencije 5 MHz i manje.

Općenito, zbog difrakcije, nije moguće ehografski razlučiti dva objekta bliža od valne duljine zvuka. Obzirom da se ultrazvučni pulsevi sastoje od nekoliko valnih duljina, to je ograničenje rezolucije zbog njihovog konačnog trajanja veće od difrakcijskih ograničenja. Drugim riječima, u ultrazvučnoj dijagnostici pojavu difrakcije možemo zanamariti.

Lateralna rezolucija je razlučivost detalja u smjeru okomice na os pretvarača. Određena je širinom ultrazvučnog snopa. Naime, govorimo o ultrazvučnom snopu, a ne zraci, zato jer izvor nije točka, već pretvarač konačnih dimenzija. Širina pretvarača je reda veličine nekoliko milimetara. Širina snopa jednaka je širini pretvarača u području neposredno iza pretvarača, snop potom (nakon nagle konvergencije) počinje divergirati i ubrzo postaje širi od pretvarača (SLIKA 5.9). Divergencija je manja u slučaju visokih frekvencija. Stoga visoke frekvencije, osim poboljšanja aksijalne rezolucije, smanjuju dubinsko pogoršanje lateralne rezolucije. Dakle:

→ *Lateralna rezolucija je lošija od aksijalne, određena je veličinom pretvarača i pogoršava se s dubinom, tim brže što je frekvencija pretvarača niža.*



SLIKA 5.9 Svaki dio površine kristala izvor je hemisferičnih valova. Ti se elementarni valovi supeponiraju, stvarajući prvo konvergentno polje naizmjeničnih maksimalnih i minimalnih intenziteta (Fresnelova zona), potom polje divergira (Fraunhoferova zona), tim brže što je kristal širi i što je frekvencija niža (tj. valna duljina, λ, veća).

ARTEFAKTI ULTRAZVUČNE SLIKE

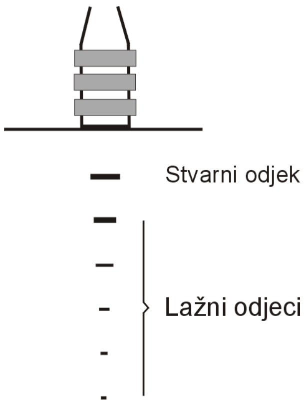
Nekoliko pojava stvara lažne informacije (artefakte) na ehogramu. Te pojave mogu otežati interpretaciju ultrazvučnih slika, ako se ne poznaju uzroci i karakteristični slikovni obrasci. Nasuprot tome, iskusnom stručnjaku takve pojave često pomažu u pouzdanijem postavljanju dijagnoze.

Akustična sjena nastaje iza tvorbi koje jako reflektiraju zvuk, a dio koji ulazi u njih apsorbiraju više od mekog tkiva (kalcifikati, zračni mjehurići). Zbog toga se područje ispod njih ne prikazuje (SLIKA 5.10). U takvim se posteriornim sjenama ponekad prikazuju lažni odjeci, tzv. **reverberancije** (**re-refleksije**). Naime, nakon gotovo potpune refleksije, puls se samo malo oslabljen vraća do pretvarača, dijelom reflektira, ponovo vraća do reflektora i tako više puta zaredom. Svaki novi detektirani odjek prikazuje se (krivo) kao refleksija na sve distalnijim, ekvidistantnim granicama (SLIKA 5.11).



SLIKA 5.10 Kalcifikat u tkivu štitnjače stvrara akustičnu sjenu (ljubaznošću dr. D. Radovića).

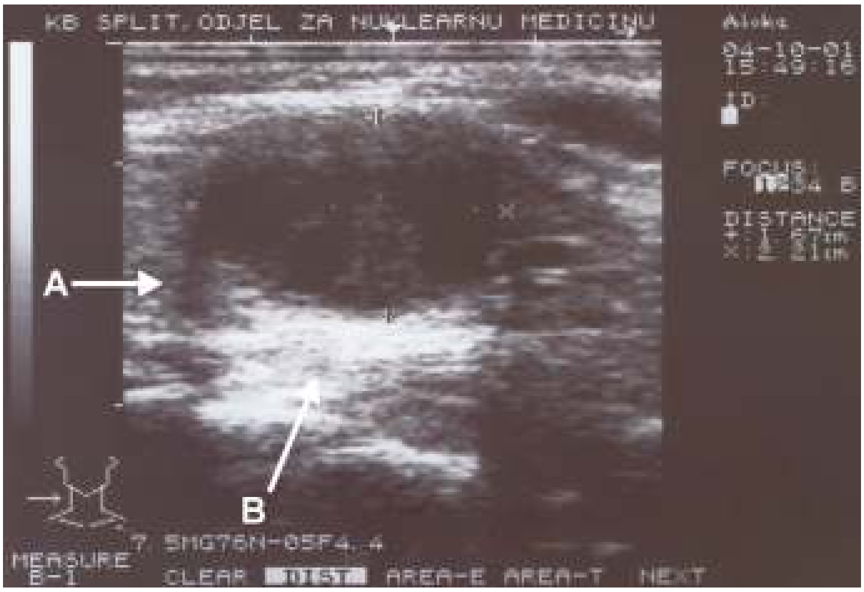
Drugi je izvor artefakata kosi upad vala na glatku površinu (npr. bočnu stranu cistične tvorbe). U tom je slučaju intenzitet reflektiranog vala mali, jer preteže transmisija. Transmitirani val može biti tolikog intenziteta da onemogućava sve distalne refleksije u području svoje sjene, određene kutem refrakcije (SLIKA 5.12 A). Pojava se naziva **osjenčivanje ruba** (*edge shadowing*).



SLIKA 5.11 Shema nastanka ultrazvučnog artefakta –reverberancija.

Treća se pojava javlja samo kod tvorbi ispunjenih tekućinom. Naziva se **pojačavanje stražnjih odjeka** ili **znak potpune transmisije** (*through transmission sign*). Prikazuje se kao područje pojačanih odjeka iza takve tvorbe. U stvari se ne radi o pojačanim odjecima, već je posljedica činjenice da se zvuk puno manje prigušuje u tekućini nego u mekom tkivu (TABLICA 5.2). Posljedično je

ultrazvučni snop koji izlazi iza stražnje strane tekućinom ispunjene ciste jači od onog koji je prošao pored ciste (SLIKA 5.12 B).



SLIKA 5.12 Na ehogramu cistične tvorbe u tkivu štitnjače vide se artefakti: osjenčivanje ruba (A) i pojačavanje stražnjih odjeka (B) (ljubaznošću dr. D. Radovića).

Spomenuli smo da se tekućinom ispunjene tvorbe prikazuju kao tamne tvorbe, bez odjeka. U većine se drugih tkiva refleksije događaju. Postoje međutim neka solidna tkiva (npr. limfomi) koja su zvučno homogena, praktično bez odjeka (anehogena). Međutim, apsorpcija je zvuka u njima jednaka kao i u drugim mekim tkivima, te se ne pojavljuje artefakt pojačanja stražnjih odjeka. Ovo je važan primjer kako slikovni artefakti mogu pomoći u interpretaciji ehograma.

PROVJERA ZNANJA

Od 5 ponuđenih odgovora uvijek je točan samo jedan

5.1 *Pojava koja sprječava da u ehografiji koristimo frekvencije u čujnom području je:*

a) refleksija
b) ogib
c) refrakcija
d) interferencija
e) disperzija

5.2 *Između ultrazvučnog pretvarača i kože stavlja se sredstvo koje:*

a) osigurava da se na koži ultrazvučni val reflektira
b) ima istu gustoću kao koža
c) ima isti modul elastičnosti kao koža
d) ima isti koeficijent apsorpcije kao koža
e) osigurava da ultrazvučni snop uđe u tijelo

5.3 *U cilju poboljšanja aksijalne rezolucije ehograma koristimo:*

a) veliku frekvenciju opetovanja pulsa
b) malu frekvenciju opetovanja pulsa
c) dugačke UZ pulseve
d) kratke UZ pulseve
e) sonde s puno malih pretvarača

5.4 *Pojačanje stražnjih odjeka je ehografski artefakt koji se javlja iza koštanih tvorbi ili mjehurića plina (A)* zato jer: *Zvuk se u takvim tkivima manje apsorbira nego u mekom tkivu (B)*

a) A i B točni i povezani
b) A i B točni, ali nepovezani
c) A točno, B netočno
d) A netočno, B točno
e) A i B netočni

5.5 *Poboljšanje dinamike (vremenske rezolucije) ehograma postiže se:*

a) povećanjem frekvencije opetovanja pulsa
b) korištenjem pretvarača veće karakteristične frekvencije
c) korištenjem Dopplerove pojave
d) korištenjem kraćih ultrazvučnih pulseva
e) korištenjem sonde s puno malih pretvarača

6. poglavlje

USPOREDBA METODA SLIKOVNE DIJAGNOSTIKE

- Slikovni parametri

  Slika je mozaik kontrasta
  Kvantifikacija kontrasta poboljšava objektivnost
  Rezolucija je razdvojivost bliskih detalja

- Što vidimo na slikama i zašto

  Slika prikazuje anatomiju ili funkciju
  Slike koje brzo nastaju daju uvid u dinamiku
  Najbolje se vide kontrastne lezije

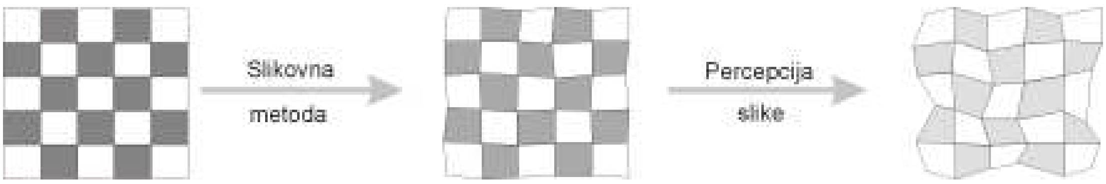
- Relativne uloge slikovnih metoda

  Dijagnostički potencijali metoda
  Dostupnost i neinvazivnost

Slikovni parametri

SLIKOVNA DIJAGNOSTIKA JE DIJELOM UMJETNOST

Medicinska slikovna dijagnostika ima svojstva i znanosti i umjetnosti. Obje ljudske aktivnosti prenose oku i mozgu više ili manje apstraktni korelat stvarnosti, s ciljem da pobude mentalne aktivnosti. Razlika je što umjetnost više pobuđuje emocije, a slikovna dijagnostika razum. Oštra granica postoji jedino kada, umjesto čovjeka, automatski računalski algoritmi analiziraju kvantitativne sadržaje digitalnih slika. U svim ostalim slučajevima ne smijemo zaboraviti da su između stvarnosti i dijagnostičkog zaključka interpolirani i ograničenja metode i ograničenja promatrača (SLIKA 6.1).



SLIKA 6.1 Slikovna metoda objektu pridružuje primarnu sliku, koju naš vidni sustav interpretira ograničeno i subjektivno

SLIKE NASTAJU NA FILMU ILI U RAČUNALSKOJ MEMORIJI

Slika čiji je najmanji element diskretna, konačna površina je **digitalna slika** i pohranjuje se u digitalnu matricu računalske memorije. Slika na kontinuiranom mediju (poput fotografskog filma) je **analogna slika**.

Razlikujemo 1. intrinzično digitalne slike (poput tomograma dobivenih scintigrafski, CT ili MR uređajima), 2. planarnih scintigrama, koji se pohranjuju u digitalnu matricu, ali se mogu realizirati i kao analogne slike (što postaje sve rjeđe), 3. prikaza ultrazvučnih odjeka, koji su analogni, ali se mogu u realnom vremenu digitalizirati (što je u praksi rijetko) i 4. intrinzično analognih slika, poput planarnih radiograma na filmu. Informacija pohranjena u matrični element digitalne slike je broj. Taj se broj uvijek odnosi na dobro definirani dio tijela ispitanika, a, ovisno o metodi, može odgovarati trenutnoj koncentraciji radioobilježivača, radiološkoj gustoći ili relaksacijski ponderiranoj gustoći vode.

SLIKA JE MOZAIK KONTRASTA

Dijagnostička je slika dio ravnine, najčešće pravokutnik ili krug, koji se sastoji od detalja. Detalji se međusobno razlikuju po intenzitetu i spektru reflektirane svjetlosti (analogne slike prikazane u skali sive boje ili u boji) ili numerički, po broju koji je pridružen svakom pojedinom matričnom elementu (digitalne slike).

Intenzitet razlikovanja detalja slike nazivamo **kontrastom**.

Razne dijagnostičke metode daju slike koje isti objekt prikazuju drukčije, dakle s raznim kontrastima. Dijagnostički potencijali metode najviše ovise o spektru slikovnih kontrasta. Što neka metoda prikazuje kontrastno i koliki je raspon kontrasta određuje i specifična polja primjene metode i njene komparativne prednosti kada se polja primjene više metoda preklapaju.

KVANTIFIKACIJA KONTRASTA POBOLJŠAVA OBJEKTIVNOST

Slikovne kontraste naš vidni sustav interpretira na složen i samo dijelom poznat način. U svakom slučaju postoji nekoliko ograničenja:

1. Raspon slikovnih kontrasta vidni sustav reducira i iskrivljuje (nelinearnost).

2. Istu će sliku razni promatrači vidjeti različito (subjektivnost).

3. Analogne slike su sekundarna informacija. Kod njih se primarni kontrast (npr. razlika u koncentraciji radioindikatora između hiperfunkcionalnog čvora i okolnog tkiva štitnjače) prikazuje u razlici intenziteta sive boje, koja, osim o primarnom kontrasti, ovisi i o vremenu ekspozicije i svojstvima filma.

Bitna je prednost digitalnih slika što sadrže kvantitativne (objektivne) informacije. Takva se slika može vizualno prezentirati na više načina, mijenajujući veličinu, polje koje se promatra, vizualne kontraste i sl. Pored vizualne prezentacije slike, liječnik je u mogućnosti analizirati (sam ili uz pomoć računala) i njene kvantitativne sadržaje. Tako ćemo na CT slici pouzdanije dijagnosticirati tumorsku leziju ako znamo da je njena radiološka gustoća npr. baš 22 % manja od okolnog mekog tkiva. Kvantifikacija također može poboljšati uočavanje malih promjena, kada se isti ispitanik evaluira više puta ili kada se žele smanjiti subjektivne razlike u interpretaciji nalaza (inter-opservatorska varijabilnost).

REZOLUCIJA JE RAZDVOJIVOST BLISKIH DETALJA

Najmanji je detalj digitalne slike smješten u mali kvadratić (dimenzija dijela milimetra), element polja digitalne matrice. Na fotografskom filmu potencijalno bi se mogli prikazati i finiji detalji, ali je rezolucija dijagnostičkih slika pregruba (u najboljem slučaju malo manja od 1 mm) da bi u tom pogledu analogna slika bila u prednosti pred digitalnom (ako je finoća digitalne matrice prilagođena uvjetima).

Teorijski, percepcija je slike ograničena i rezolucijom ljudskog vida (konačnom veličinom svjetlosnih receptora mrežnice i difrakcijom svjetlosti na pupili). U idealnim uvjetima (odgovarajući intenzitet svjetla i vrlo jaki kontrast) osoba dobrog vida još može razlikovati dva objekta koji su međusobno razmaknuti 0.025 mm, a

od oka udaljeni 25 cm. Takva je rezolucija superiorna i nije prepreka vizualnoj analizi dijagnostičkih slika (suprotno od percepcije kontrasta).

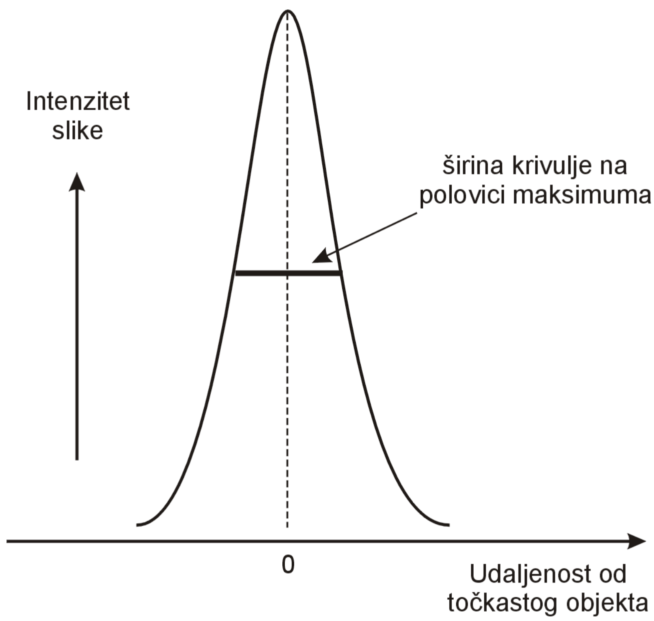
Kao što zbog difrakcije na pupili slika točke na mrežnici nije točka (već je razmazana u vidu svijetlih i tamnih prstenova padajućih intenziteta), tako i svaka metoda slikovne dijagnostike ima ograničenu **rezoluciju**. Naime, slike se dvaju bliskih objekata djelomično preklapaju, te ih ne možemo razlučiti ako su preblizu. Opisno, rezolucija metode je njena sposobnost razdvajanja bliskih detalja.

Kvantificira se na dva načina:

1. Najmanja udaljenost dva objekta (najčešće paralelna pravca) koji se prikazuju odvojeno, ako se, u odnosu na pozadinu prikazani vrlo kontrastno.

2. Prostorni rasap slike točkastog izvora, definiran kao **širina na pola maksimuma** (**FWHM**, od Full Width at Half Maximum) krivulje koja prikazuje kako intenzitet slike točke pada s udaljenošću od središta slike (SLIKA 6.2).

Nažalost, te se dvije definicije u praksi ne svode na numerički isti rezultat, a razlika ovisi o metodi. Numerički podaci u ovom tekstu odnose se na potonju definiciju.



SLIKA 6.2 Uz definiciju prostorne rezolucije

Rezoluciju metode nije lako procijeniti na rutinskoj slici. Razlog je ograničenost kontrasta. Tako nejasna granica između dvije strukture može biti i zbog slabe rezolucije i zbog malog kontrasta.

Što vidimo na slikama i zašto

SLIKA PRIKAZUJE ANATOMIJU ILI FUNKCIJU

Metode slikovne dijagnostike razlikuju se po tome što određuje intenzitet prikaza slikovnog elementa. Kod scintigrama je to koncentracija radioindikatora, kod radiograma gustoća tkiva i redni broju elementa (relativna važnost kojih ovisi o "tvrdoći" X zraka), kod ultrazvučne slike gustoća i elastična svojstva tkiva, a kod slike magnetne rezonancijee gustoća vode i relaksacijski okoliš protona.

Neke od navedenih odrednica dobro definiraju morfologiju, a druge više funkciju. Radionuklidni scintigrami tipične su funkcijske slike, dok planarni radiogrami, CT slike i B prikazi daju uvid u anatomske odnose. MR tomogrami pretežito ocrtavaju anatomske detalje, ali s naglašenijom funkcijskom zavisnošću.

SLIKE KOJE BRZO NASTAJU DAJU UVID U DINAMIKU

Ova podjela prestaje važiti ako anatomska metoda može generirati slike dovoljno brzo da prikaže promjenu anatomije u vremenu, što je funkcijska informacija (npr. B prikaz srčanih struktura, fluoroskopija). Također neke anatomske metode daju uvid u funkciju putem davanja kontrastnih sredstava (tako se pomoću CT snimanja može procijeniti protok krvi).

NAJBOLJE SE VIDE KONTRASTNE LEZIJE

Lezija je funkcijski i (ili) morfološki promijenjeno tkivo. Glede slikovne dijagnostike lezija je objekt koji se na slici prikazuje intenzivnije (npr. topla lezija, hiperehogena struktura, radiološki gušće područje) ili manje intenzivno (hladna lezija, hipoehogena struktura, radiološki rjeđe područje) od okolnih struktura nego što normalno očekujemo. Uočavanje i klasifikacija lezija čest je cilj slikovne dijagnostike, osobito anatomskih metoda. Zato je potrebno sažeti čimbenike uočljivosti lezije i njihovu relativnu važnost.

Kontrasti na slici posljedica su varijacija funkcije i morfologije u raznim normalnim i patološkim stanjima. Te su varijacije zadane i na njih u pravilu ne možemo utjecati (iznimno ih možemo naglasiti, npr. farmakološki ili tjelesnim opterećenjem).

Općenito, čimbenici uočljivosti lezije na koje *ne možemo* utjecati su:

- stupanj funkcijskog poremećaja
- veličina lezije
- položaj lezije u tijelu

Možemo, međutim, izabrati metodu koja fiziološke kontraste prikazuje s najvećim slikovnim kontrastima. Izborom metode određena je i slikovna rezolucija. Dakle, čimbenici na koje možemo utjecati i koji neposredno odlučuju o uočljivosti lezije su:

- slikovni kontrast (koji je dan fiziološkim kontrastom i izborom metode)
- rezolucija slike (koji isključivo ovisi o izboru metode)

Najčešće je slikovni kontrast presudniji, glavni čimbenik uočljivosti lezije. Tako ćemo redovno uočiti visoko kontrastnu leziju, čak i ako je manja od slikovne rezolucije. Naravno, nećemo moći uočiti detalje i procijeniti veličine takve lezije, jer joj je slika "razmazana". Visoko kontrastne lezije redovno se prikazuju intenzivnije nego okolno tkivo. Kontrast lezije koja se prikazuje bljeđe od okolnog tkiva ograničen je intenzitetom prikaza okolnog tkiva, ali i takav kontrast može bit velik (npr. scintigrafski prikaz afunkcionalne ciste u tkivu štitnjače). Nasuprot tome, nisko kontrastne lezije nam mogu promaći, ili ih je teško kategorizirati (recimo, razlikovati malignu leziju od nemaligne), čak i ako su velike (SLIKA 6.3).

Iznimka je slučaj malih lezija, čija se veličina približava rezoluciji slike, osobito ako su nisko kontrastne. Tada je konačna rezolucija bitan problem, jer razmazane slike dijelova okolnih struktura prekriju područje lezije (šum je veći od signala). Konačna rezolucija je manji problem kod lezija koje se prikazuju visoko kontrastno, jer je doprinos okolnih struktura manji od osnovnog (šum je manji od signala). Neovisno o uočavanju lezije, slaba rezolucija slikovne metode onemogućava uočavanje morfoloških detalja i procjenu veličine struktura.

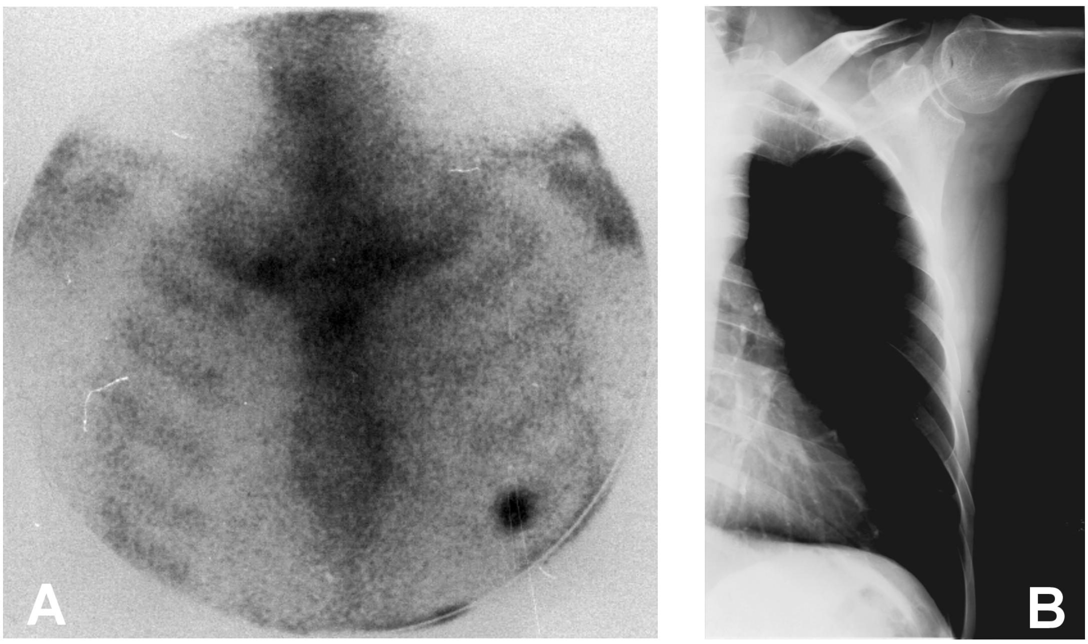
Valja još spomenuti da:

1. kod planarnih metoda i u slučaju ultrazvučne slikovne dijagnostike rezolucija slabi s udaljenošću lezije od aktivne površine tijela, te da je
2. kontrast slike ponekad ovisan i o odabiru vremena snimanja i drugih čimbenika, kao i da se
3. primarni kontrast digitalne slike može kompjuterski manipulirati. Takvo unošenje informacija *a posteriori* može pomoći našem vidnom sustavu i bolje naznačiti prisutnost lezije, ali nosi opasnost generiranja lažnih informacija.

Relativne uloge slikovnih metoda

DIJAGNOSTIČKI POTENCIJALI METODA

Metode koje primarno oslikavaju funkciju tkiva koriste se kao rana dijagnostika u slučajevima kada funkcijske promjene prethode morfološkim. Tako scintigrami skeleta oslikavaju osteoblatska aktivnost, pa se ta metoda koristi u ranoj dijagnostici promjena koje pobuđuju (tople lezije) ili suprimiraju (hladne lezije) remodeliranje kostiju (frakture i gubitak koštane mase raznih etiologija). Na SLICI 6.3 primjer je traumatske frakture rebra, koja se jasno vidi na scintigramu, a neuočljiva je na radiogramu prsnog koša. Radionuklidne metode koriste se i kada je bitno kvantificirati funkciju, poput veličine intrakardijalnog šanta, veziko-ureteralnog refluksa, bubrežne filtracije i sl. U drugim su slučajevima morfološke metode u prednosti, jer scintigrami imaju grubu rezoluciju i samo naznačavaju morfologiju.



SLIKA 6.3 Traumatska fraktura rebra jasno se vidi na scintigramu skeleta (A), kao područje intenzivnog nakupljanja radiofarmaka. Fraktura je bez dislokacije, tj. bez morfoloških promjena. Zbog toga se na radiogramu prsnog koša ne vidi (B), unatoč očigledno boljoj rezoluciji slike (ljubaznošću dr. V. Markovića).

Ultrazvuči val se potpuno reflektira, te ne može prikazati strukture koje se nalaze iza zračnih mjehurića (pluća). Također znatna refleksija na površini i veliko prigušenje u tkivu onemogućavaju uvid u strukture iza deblje kosti (mozak). Međutim, razlike u strukturi mekih tkiva u pravilu se prikazuju kontrastnije ultrazvučno nego radiološki. To je stoga što ultrazvučni kontrast čine razlike ne samo u gustoći, već i u elastičnim svojstvima tkiva. Nasuprot tome, radiološke su metode objektivnije, imaju šire polje primjene, zbog bolje rezolucije češće prikazuju male lezije, te vrlo kontrastno prikazuju meka tkiva prema koštanim. Slike magnetne rezonancijee imaju nešto slabiju rezoluciju od CT tomograma, ali mogu prikazati kontrastno meka tkiva koja se tek neznatno razlikuju u gustoći (TABLICA 6.1).

TABLICA 6.1 Usporedba metoda slikovne dijagnostike

	Scintigram ≈ 1cm	**Ehogram** 2-5 mm	**Radiogram** ≈ 1 mm	**CT tomogram** ≥ 1 mm	**MR tomogram** ≥ 2 mm
REZOLUCIJA	Ograničena nužnošću kolimacije i masivnog detektora, pogoršava se u SPECT-u	Ograničena apsorpcijom visokih frekvencija (aksijalna) i veličinom pretvarača (lateralna)	Određena veličinom, tj. mehaničkim svojstvima anode (fokusa)	Tehnološki ovisna, moguća poboljšanja	Određana kvalitetom i jakošću magneta
KONTRASTI	Teorijski neograničeni, dani funkcijom tkiva, povećavaju se tomografski	Određeni razlikama u gustoći i elastičnim svojstvima tkiva	Određeni razlikama u gustoći tkiva i rednom broju atoma sredstva	Kao kod radiograma, ali veći	Određeni razlikama u gustoći vode i njenom relaksacijskom okolišu
POSEBNE VRLINE	Kvantiativnost, dinamičnost	Neinvazivnost, dinamičnost	Jednostavnost	Uvid u morfološke detalje	Uvid u morfološke detalje

Osim radionuklidne, radiološke, ultrazvučne i dijagnostike pomoću magnetne rezonancije, postoje i druge metode slikovne dijagnostike. Primjeri su:

1. **termografija**, metoda koja oslikava temperaturne razlike dijelova tijela

2. **primijenjena potencijalna tomografija** (APT, od Applied Potential Tomography), oslikavanje električnog otpora tkiva i

3. **difanografija**, oslikavanje apsorpcije svjetlosti u vidljivom i infracrvenom području

Te su metode u kliničkoj praksi vrlo rijetke i njihove se mogućnosti još istažuju, pa o njima nismo govorili.

DOSTUPNOST I NEINVAZIVNOST

U kliničkoj praksi nećemo uvijek upotrijebiti metodu koja ima najveći dijagnostički potencijal. Razlozi protiv mogu biti nedostupnost, velika cijena, te neugode ili zdravstveni rizici vezani za metodu.

Ultrazvučna dijagnostika primjer je dostupne, jeftine i brze metode, bez dokazanih rizika po zdravlje. Zato je vrlo raširena, posebno kao prva metoda u dijagnostičkom algoritmu.

Uporaba ionizirajućih zračenja u dijagnostičke svrhe vezana je za rizike vrlo ozbiljnih posljedica, koji su, međutim, vrlo rijetki. Neke su radiološke metode i invazivne jer uključuju arterijske punkcije i kateterizacije. Često, međutim, takvi postupci bukvalno spašavaju život, te očekivana korist daleko nadmašuje neugode i opasnosti.

Cijena je dijagnostike magnetnom rezonancijomom najveća, kako zbog skupoće uređaja i njegovog održavanja, tako i zbog relativno velikog vremena potrebnog za snimanje i analizu podataka. Zbog toga je učestalost uporabe metode manja od realnih potreba i ovisi o zdravstvenom standardu zajednice. Zdravstveni rizici nisu dokazani.

Provjera znanja

Od 5 ponuđenih odgovora uvijek je točan samo jedan

6.1 *Poredak metoda slikovne dijagnostike obzirom na rezoluciju slike je:*

a) planarna radiografija, CT, ehografija, MRI, scintigrafija
b) CT, planarna radiografija, MR, ehografija, scintigrafija
c) MRI, CT, planarna radiografija, ehografija, scintigrafija
d) CT, planarna radiografija, MR, ehografija, scintigrafija
e) planarna radiografija, CT, MRI, ehografija, scintigrafija

6.2 *U razlikovanju tipova mekih tkiva poredak metoda slikovne dijagnostike je:*

a) ehografija, MRI, planarna radiografija
b) MRI, planarna radiografija, ehografija
c) planarna radiografija, MRI, ehografija
d) MRI, ehografija, planarna radiografija
e) ehografija, planarna radiografija, MRI

6.3 *Rezolucija dijagnostičke slike:*

a) ovisi o slikovnim kontrastima
b) bitna je za uočavanje malih, visoko-kontrastnih lezija
c) glavni je čimbenik uočljivosti lezije
d) ovisi o veličini lezije
e) nije bitna za uočavanje velikih ili visoko-kontrastnih lezija

6.4 *Slikovni kontrast lezije prema okolnom tkivu:*

a) ovisi o veličini lezije
b) ne ovisi o slikovnoj metodi
c) glavni je čimbenik uočljivosti lezije
d) ne ovisi o fiziološkom kontrastu
e) ovisi o rezoluciji slike